

F18

4 JP08-224209

| Publication Number | Date filed | Status | Title | Inventors | Translation |
|--------------------|-------------------|---------|-------------------------------|------------------|-------------|
| JP08-224209 | February 23, 1995 | Applic. | Fluorescence Observing Device | Ueno* Kaneko* | Machine |

4.1 DESCRIPTION

Describes endoscopy systems for imaging fluorescence (both autofluorescence and drug-induced) and reflected white light. The novel features include a system that can acquire fluorescence and white light images simultaneously, without any mode switching. This system is based on the simultaneous illumination of both fluorescence excitation light and RGB illumination light, as well as, the simultaneous detection of fluorescence light in two wavelength bands and reflected RGB light. The RGB illumination wavelengths must fall outside the fluorescence detection wavelength bands for this system to work. Systems are also described that provide for the optimum fluorescence excitation and detection wavelengths for use in different organs and diseases. Again, a laser based excitation light source is specified.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

[Name of the Invention]

Fluorescence Observation Apparatus

[Abstract]

[Purpose]

To display both a normal observation image and a fluorescence observation image simultaneously in real time without switching a light source and an image detecting means.

[Constitution]

A light source 1 contains an excitation laser 6 for generating excitation light for fluorescence observation and a RGB laser 7 for generating RGB light for normal observation. The excitation light and the RGB light are formed into one optical axis and then irradiate an area to be observed via an endoscope 2. A fluorescence image and a normal image of the observed area are incident onto a camera 3 via the endoscope 2, and divided into three optical paths, and transmitted by band-pass filters 13, 14, and a laser blocking filter 15. Then, a fluorescence image and a normal image of wavelength bands λ_1 , λ_2 are captured, and a fluorescence observation image and a normal observation image are generated by an image processor 4. In this case, the wavelength bands of the excitation light and the R/G/B color light and the wavelength bands, λ_1 and λ_2 of detected fluorescence are set not to overlap one another.

[Claims]

[Claim 1]

A fluorescence observation apparatus which has:
a light source for generating an illumination light to illuminate tissue in a body cavity; and

image-detecting means to detect normal images acquired by the reflection of the aforementioned illumination light from the aforementioned tissue and fluorescence images acquired by exciting the aforementioned tissue by the illumination light respectively;

which is characterized by the fact that the aforementioned light source generates illumination light having wavelengths to mutually separate into a wavelength region of fluorescence images and a wavelength region of normal images.

[Detailed Description of Invention]

[0001]

[Technical Filed of the Invention]

This invention relates to a fluorescence observation apparatus which irradiates excitation light to an area to be observed of an organism's tissue and acquires fluorescence images by the excitation light.

[0002]

[Prior Art]

In recent years, techniques such as auto-fluorescence, which is generated directly from living tissue by irradiating the excitation light to an observation area of living tissue, and drug-induced fluorescence, which is generated by injecting a fluorescent drug into the organism beforehand, produce two-dimensional images which are used to diagnose the degeneration of tissues of the organism or a state of the disease (for example, the type of the disease or the extent of infiltration), such as a cancer. This fluorescence observation apparatus has been developed to perform such fluorescence observation.

[0003]

In auto-fluorescence, if excitation light irradiates living tissue, the wavelength of the fluorescence generated will be longer than that of the excitation light.

Fluorescence substances in the organism are, for example, collagen, NADH (nicotinamide adenine dinucleotide), FMN (flavin mononucleotide), pyridine nucleotide, etc.

Recently, the interrelation between these substances in the organism emitting fluorescence light and diseases is becoming clear, and the diagnosis of cancer, etc. is possible from this fluorescence.

[0004]

Alternatively, a fluorescence substance such as HpD (hematoporphyrin), Photofrin, ALA(δ -amino levulinic acid), etc., may be injected into an organism. These substances have a tendency to accumulate in cancerous tissue, and a diseased area can be diagnosed by observing the fluorescence after injecting any of these substances into an organism. Moreover, a fluorescent substance can be added to a monoclonal antibody and accumulate in the diseased area by the antigen antibody reaction.

[0005]

As an excitation light, a laser light is used. The fluorescence image of an area to be observed is acquired by irradiating living tissue with excitation light. By detecting weak fluorescence that is generated from the living tissue being irradiated with the excitation light, a two-dimensional fluorescence image is generated to perform observation and diagnosis.

[0006]

In such fluorescence observation apparatus, diagnosis is generally performed by comparing normal images with fluorescence images. For this reason, a light source and an image detecting means for normal observation are replaced with the ones for fluorescence observation.

A conventional apparatus disclosed in the Unexamined Japanese Patent Number S63-122421, for example, is structured that an illumination light and an excitation light are alternately irradiated by an irradiation light switching means, and a

normal image and a fluorescence image are alternately acquired and stored into memories in synchronization with the irradiation light switching means, and the normal image and the fluorescence image are displayed simultaneously.

[0007]

[Problem to be Solved by the Invention]

However, with the conventional structure, since normal images and fluorescence images are recorded alternately, the images are not displayed in real time. Thus, the observed area may be offset because the time gap in recording both images may cause the offset in the display image.

In addition, if it a normal image and a fluorescence image are switched at high speed and recorded, many number of frames (screens) can not be taken at the time of display because each image is time-divided. Thus, there is a problem that a display image becomes darker.

[0008]

This invention is formed in consideration of the above-mentioned matters. The purpose of this invention is to provide a fluorescence observation apparatus capable of displaying normal images and fluorescence images simultaneously in real time without switching a light source or an image-detecting means as well as acquiring bright images without any displacement.

[0009]

[Means to Solve Problems]

In a fluorescence observation apparatus of this invention which has:

a light source for generating an illumination light to illuminate tissue in a body cavity; and

image-detecting means to detect normal images acquired by the reflection of the aforementioned illumination light from the aforementioned tissue and fluorescence images acquired by exciting the aforementioned tissue by the illumination light;

the aforementioned light source generates illumination light having wavelengths to mutually separate into a wavelength region of fluorescence images and a wavelength region of normal images.

[0010]

[Effect]

By irradiating tissue of a body cavity with the illumination light generated from the light source to mutually separate a wavelength region of fluorescence images and a wavelength region of normal images, a fluorescence image and a normal image can be acquired simultaneously.

[0011]

[Embodiments]

Hereafter, embodiments of this invention are explained referring to the drawings. Fig. 1 and Fig. 2 relate to a first embodiment of this invention. Fig. 1 is a block diagram showing the schematic structure of a fluorescence observation apparatus. Fig. 2 is characteristic diagrams showing the relationship of the wavelength bands of each illumination light which irradiates an observed area and of each fluorescence detected from the organism's tissue and the transmission characteristics of each filter.

[0012]

As shown in Fig. 1, a fluorescence observation apparatus of this embodiment comprises mainly:

a light source device 1 for generating excitation light and illumination light with the three primary colors, R, G, and B (hereafter abbreviated to RGB light);
an endoscope 2 which detects fluorescence images by the excitation light and normal images by the RGB light and transmits them to the outside of the body by irradiating the observed area of an organism with the excitation light and the RGB light from the light source 1;

a camera 3 for projecting fluorescence images and normal images acquired by the endoscope 2 and converting them into electrical signals;
an image processor 4 for producing a fluorescence image and a normal image by processing the image signals from the camera 3; and
a display unit 5 comprising a CTR monitor, etc. for displaying the fluorescence image and the normal image generated by the image processor 4 simultaneously or individually.

[0013]

The light source device 1 comprises:

an excitation laser 6 for generating an excitation light to excite the tissue to cause fluorescence;
a RGB laser 7 for generating a RGB light for acquiring normal images; and
a mirror 8 and a dichroic mirror 8 for combining the optical axes of the excitation laser 6 and the RGB laser 7.

[0014]

The endoscope 2 containing an elongated insertion part to be inserted into an organism comprises:

an illumination-light optical system containing a light guide 21 for transmitting the excitation light and the RGB light from the light source device 1 to the distal end of the insertion part; and
an observation optical system containing an image guide 22 for transmitting fluorescence images and normal images of an observed area to an eyepiece part.

[0015]

The camera 3 connected to the eyepiece part of the endoscope 2 comprises: dichroic mirrors 10, 11, and a mirror 12 to divide a fluorescence image and a normal image incident from the endoscope 2 into three optical paths;

a band-pass filter 13 for transmitting the wavelength band λ_1 for detecting fluorescence;

a band-pass filter 14 for transmitting the wavelength band λ_2 for detecting fluorescence;

a laser blocking filter 15 for blocking the wavelength band of excitation light from the excitation laser 6;

an image intensifier (abbreviated to I.I. in the illustration) 16 for amplifying the fluorescence image passed through the band-pass filter 13;

an image intensifier 17 for amplifying the fluorescence image passed through the band-pass filter 14;

a CCD 18 for detecting the output image of the image intensifier 16;

a CCD 19 for detecting the output image of the image intensifier 17; and

a CCD 20 for detecting the normal image including the fluorescence image passed through the laser blocking filter 15.

[0016]

In the light source device 1, an excitation light λ_0 is generated by the excitation laser 6 and white light is generated by simultaneously oscillating a red light λ_R , a green light λ_G , and a blue light λ_B by the RGB laser 7. Then, these lights are arranged so as to be combined into one optical axis by reflecting or transmitting by the mirror 8 and the dichroic mirror 9, and guided to the light guide 21 of the endoscope 2. The laser light with four colors introduced into the light guide 21 is transmitted to the distal end of the insertion part to irradiate the observed area of an organism.

[0017]

Then, fluorescence images by the excitation light and normal images by the RGB light of the observed area are transmitted to the eyepiece part on the handle side via the image guide 22 of the endoscope 2 and incident onto the camera 3. The fluorescence image and the normal image incident onto the camera 3 are divided into three optical paths by being transmitted and reflected by the dichroic mirrors

10, 11 and the mirror 12. The three lights divided are transmitted through the band-pass filters 13, 14, and the laser blocking filter 15.

[0018]

Fig. 2 illustrates the relationship of the wavelength bands of each illumination light generated by the RGB laser and each fluorescence detected from the organism's tissue with the transmission characteristics of each filter.

[0019]

As shown in Fig. 2 (a), each wavelength band of the excitation light λ_0 , the red light λ_R , the green light λ_G , and the blue light λ_B are set not to overlap with the wavelength bands of λ_1 and λ_2 for detecting fluorescence. As shown in Fig. 2 (b) and (c), the band-pass filter 13 transmits the wavelength band λ_1 and the band-pass filter 14 transmits the wavelength band λ_2 . That is, the light transmitted through the band-pass filter 13 has the only component of wavelength band λ_1 and the fluorescence image consisting of the wavelength band λ_1 , which is detected from the fluorescence light emitted from the observed area. Also, the light passed through the band-pass filter 14 has the only component of wavelength band λ_2 and the fluorescence image consisting of the wavelength band λ_2 , which is detected from the fluorescence light emitted from the observed area. Moreover, the laser blocking filter 15 is a filter to block the wavelength band of excitation light λ_0 . The light passed through the laser blocking filter 15 is the light without the wavelength band of excitation light λ_0 and is a normal image consisting of R, G, and B light.

[0020]

After the fluorescence image transmitted by the band-pass filter 13 is amplified by the image intensifier 16, it is detected by the CCD 18 and converted into a video signal. Similarly, after the fluorescence image transmitted by the band-pass filter 14 is amplified by the image intensifier 17, it is detected by the CCD 19

and converted into a video signal. The normal image transmitted by the laser blocking filter 15 is detected by the CCD 20 and converted into a video signal.

[0021]

The video signals of fluorescence images acquired by the CCD 18 and the CCD 19 are input into the image processor 4 in which a fluorescence observation image is generated by (calculation) processing the video signals of fluorescence images having two wavelength bands.

[0022]

The visible fluorescence spectrum from the observed area by the excitation light has the intensity (spectral) distribution of the wavelength band longer than that of the excitation light λ_0 . The intensity of fluorescence is stronger in a normal area, especially in the vicinity of λ_1 , and is weaker in a diseased area. Thus, the normal area and the diseased area, such as cancer, can be distinguished from the fluorescence intensity of the vicinity of λ_1 . Thus, by calculating the ratio or difference of the fluorescence intensities λ_1 and λ_2 according to the image signals of fluorescence images in λ_1 and λ_2 , the image processor 4 generates a fluorescence observation image by which the aspect of organism's tissue can be distinguished.

[0023]

The video signal of the normal image obtained by the CCD 20 is input in the image processor 4 as a normal observation image. The image processor 4 outputs the combined signal of a fluorescence observation image and a normal observation image simultaneously or outputs a fluorescence observation image signal and a normal observation image signal individually to the display unit 5. Then, the fluorescence observation image and the normal observation image are displayed simultaneously or individually on the display unit 5.

[0024]

Thus, in the fluorescence observation apparatus of this embodiment, the RGB laser is used for a light source for normal observation. Each wavelength band of each color of the RGB laser, each wavelength band of the excitation light of the excitation laser, and several wavelength bands of detected fluorescence for generating a fluorescence image for diagnosis are provided not to overlap one another.

According to this embodiment, it is not necessary to switch between a light source and an image-detecting means for normal observation and the ones for fluorescence observation. A normal image and a fluorescence image can be detected simultaneously by simultaneously irradiating the illumination light for normal observation and that for fluorescence observation and a fluorescence observation image and a normal observation image can be displayed and observed simultaneously in real time.

[0025]

Thus, an operator can always view the same observed area without any time gap between a fluorescence observation image and a normal observation image.

Moreover, bright images can be acquired since many numbers of frames (screens) of the images can be recorded in the case of displaying both images.

Thus, diagnostic ability based on fluorescence observation can be improved.

[0026]

In addition, since this apparatus does not require a device for switching between an excitation light and a RGB light and a device for normal images and fluorescence images, it can be miniaturized.

[0027]

Furthermore, as a modification of the first embodiment, it is possible to change the wavelength bands of the excitation laser 6. If the wavelength of the emission light by the excitation laser 6 has the same wavelength as one of the wavelengths of three colored lights generated by the RGB laser 7, the apparatus

does not need the excitation laser 6, the mirror 8, the dichroic mirror 9, and the laser-blocking filter 15 because the excitation laser 6 can be shared with the RGB laser 7. Thus, the apparatus can be miniaturized.

[0028]

In addition, the laser-blocking filter 15 becomes unnecessary when a wavelength of the excitation laser 6 are out of the visible region.

[0029]

Next, other examples of a fluorescence observation apparatus will be explained. For diagnosing the condition of a lesion (such as cancer of an internal organ) by observing fluorescence, since a wavelength for excitation light and a wavelength for detecting fluorescence suitable for diagnosis are peculiar to each organ, an excitation wavelength and a detecting wavelength of a fluorescence observation apparatus are changed every time a different organ is observed.

However, with the structure like this, operations are very complicated during the examination because an excitation wavelength and a detecting wavelength are changed beforehand to match the organ to be observed in order to perform the fluorescence observation. The diagnosis may also not be accurate if the diagnosis is carried out without noticing that the excitation wavelength and the detecting wavelength are not suited for the observed area.

[0030]

Therefore, the following shows an embodiment of a fluorescence observation apparatus, which is capable of automatically choosing a suitable excitation wavelength and fluorescence wavelength to be detected by distinguishing an observed area and capable of improving operability during the diagnosis as well as performing accurate diagnosis of the observed area.

[0031]

Fig. 3 through Fig. 5 relate to a second embodiment of this invention. Fig. 3 is a block diagram showing the schematic structure of a fluorescence observation apparatus. Fig. 4 is a block diagram of a filter for switching a detecting wavelength. Fig. 5 is a block diagram of a filter for switching an excitation wavelength.

[0032]

As shown in Fig. 3, a fluorescence observation apparatus of this embodiment comprises:

- a light source apparatus 31 for generating excitation light;
- an endoscope 32 which irradiates the excitation light from the light source apparatus 31 and transmits a fluorescence image detected by the excitation light to the outside of the body;
- an endoscope type detector 33 which detects a type of endoscope being connected (for example, an endoscope for the upper alimentary tract, the lower alimentary tract, the bronchus, etc.),
- an endoscope distinguishing circuit 34 which inputs the signal from the endoscope type detector 33 and distinguishes the type of endoscope;
- a wavelength switching control means 35 which determines an excitation wavelength and a wavelength to be detected according to the signal from the endoscope distinguishing circuit 34 and controls the switching operation of each wavelength;
- a detecting wavelength switching means 36 which changes a wavelength for detecting fluorescence after receiving the signal from the wavelength switching control means 35;
- a camera 37 which captures the fluorescence image acquired by the endoscope 32 and converts it into an electrical signal;
- a fluorescence image processor 38 which processes the image signal from the camera 37 and generates a fluorescence image; and

a display unit 39 for displaying the fluorescence image generated by the fluorescence image processor 38.

[0033]

The endoscope type detector 33 consists of a barcode label 40, which is provided in the eyepiece part of the endoscope 32, and a barcode scanner 41, which is mounted on the eyepiece part to read the barcode label 40.

[0034]

The detecting wavelength switching means 36 consists of a dichroic mirror 42, which divides a fluorescence image entered from the endoscope 32 into two optical paths, a mirror 43, a detecting wavelength switching filter 44, which selectively transmits a wavelength band of fluorescence to be detected, and a filter drive part 45, which rotatively operates the detecting wavelength switching filter 44.

[0035]

The camera 37 consists of image intensifiers 16 and 17 for amplifying two fluorescence images from the detecting wavelength switching means 36, a CCD 18 for capturing the output image of the image intensifier 16, and a CCD 19 for capturing the output image of the image intensifier 17.

[0036]

The light source apparatus 31 consists of a multiple-wavelength light source 46 for generating light containing several types of wavelengths (for example, a mercury lamp, etc.), an excitation wavelength switching filter 47 for selectively transmitting the excitation wavelength band being emitted, and a filter drive part 48 which rotatively operates the excitation wavelength switching filter 47.

[0037]

In this embodiment, when the endoscope 32 is connected to the endoscope type detector 33, the barcode scanner 41 reads the barcode label 40 on the eyepiece part of the endoscope which indicates the type of endoscope and the barcode information is sent to the endoscope distinguishing circuit 34. The endoscope distinguishing circuit 34 determines the type of endoscope being connected based on the barcode information and transmits the information about the type of endoscope to the wavelength switching control means 35. The wavelength switching control means 35 selects a suitable detecting wavelength for an organ to be observed based on the type of endoscope and sends the control signal to the filter drive part 45 of the detecting wavelength switching means 36 to rotate the detecting wavelength switching filter 44.

[0038]

Six band-pass filters 44a – 44f, each having a different transmitting wavelength, are arranged in disc-shaped frames of the detecting wavelength switching filter 44 as shown in Fig. 4. By selectively placing either one of the area of 44a and 44b, the area of 44c and 44d, the area of 44e and 44f in front of the image intensifiers 16 and 17 based on the type of endoscope, a detecting wavelength band of a fluorescence image can be changed.

[0039]

The wavelength switching control means 35, in addition to the switching of the above-mentioned detecting wavelength band, selects an excitation wavelength suitable for an organ to be observed according to the type of endoscope and sends the control signal to the filter drive part 48 of the light source apparatus 31 to rotate the excitation wavelength switching filter 47.

[0040]

The excitation wavelength switching filter 47, as shown in Fig. 5, consists of three band-pass filters 47a, 47b, and 47c in the disc-shaped filter frames which transmits three different wavelengths. Depending on the type of endoscope, an

excitation wavelength for irradiating an observed area can be changed by placing one of filters 47a, 47b, or 47c in front of the multiple wavelength light source 46.

[0041]

After an excitation wavelength and a detecting wavelength suitable for an observed area are selected, the excitation light from the light source apparatus 31 is introduced into a light guide 21 of the endoscope 32 to irradiate the observed area. The fluorescence light emitted from the observed area is transmitted to the eyepiece part via an image guide 22 of the endoscope 32 and then is incident into the detecting wavelength switching means 36. The fluorescence image incident into the detecting wavelength switching means 36 is transmitted and reflected by the dichroic mirror 42 and a mirror 43 so as to be divided into two optical paths and transmitted respectively by the selected band-pass filters in the detecting wavelength switching filter 44.

The two fluorescence images are amplified by image intensifiers 16 and 17 and then captured and converted into video signals by CCDs 18 and 19.

[0042]

The video signals of the fluorescence images having two wavelength bands acquired by the CCD 18 and the CCD 19 are input into the fluorescence image processor 38. In the fluorescence image processor 38, a fluorescence observation image is generated after the similar calculation process by the image processor 4 of the first embodiment is applied. Then, the output of the fluorescence image processor 38 is sent to the display unit 39 to display the fluorescence observation image.

[0043]

According to the fluorescence observation apparatus of this embodiment, by distinguishing the type of endoscope being connected, it is possible to distinguish an observing area and automatically select and switch the excitation wavelength and the detecting wavelength suitable for an observing organ. Thus, accurate

fluorescence diagnosis on each organ for many types of organs can be performed without complicated operation.

[0044]

In addition, the endoscope type detector 33 may be provided on a part where the light guide of endoscope and the light source are connected.

A device for distinguishing a type of endoscope is not limited to the one using barcode and a device using such as other optical sensor, a magnetic sensor, a mechanical contact, etc. can be employed.

[0045]

Moreover, a number of choices of detecting wavelengths and excitation wavelengths can be changed by changing a number of band-pass filters of the detecting wavelength switching filter 44 and the excitation wavelength switching filter 47.

[0046]

Also, providing either one of the detecting wavelength switching means and the excitation wavelength switching means may be sufficient.

[0047]

Fig. 6 is a block diagram showing the schematic structure of a fluorescence observation apparatus for a third embodiment of this invention. The third embodiment is an example of apparatus capable of distinguishing different areas of an organ (the esophagus and stomach, the rectum and colon, etc.) according to the type of endoscope being connected and an inserted length of the insertion part of the endoscope.

[0048]

As shown in Fig. 6, a fluorescence observation apparatus of this embodiment comprises:

a light source apparatus 51 for generating excitation light;
a sensor group 52, which is attached to the insertion part of the endoscope 32,
for measuring an inserted length of an insertion part;
an inserted length detection circuit 53 for detecting the insertion length after
receiving the output signal of the sensor group 52; and
an observed area distinguishing circuit 54 for distinguishing a type of endoscope
and an observed area of organ according to the information from the endoscope
type detector 33 and the inserted length detection circuit 53.
The other components are the same as that of the second embodiment. The
same symbols are utilized for the same components and explanations of those
will be omitted.

[0049]

The light source apparatus 51 comprises:
three lasers A55, B56, and C57 for generating light having different wavelengths;
movable mirrors 58, 59, and a mirror 60 for introducing one of three light from the
aforementioned laser into a light guide 21; and
a movable mirror drive part 61 for driving the aforementioned movable mirrors 58
and 59.

[0050]

When the endoscope 32 is connected to the endoscope type detector 33, the
barcode information is read by the barcode scanner 41 like the second
embodiment and a type of endoscope is distinguished after the information is
sent to the observed area distinguishing circuit 54. Based on the determination
result of the endoscope type, the wavelength switching control means 35 controls
the drive of the detecting wavelength switching filter 44 to change a detecting
wavelength via the filter drive part 45 in the detecting wavelength switching
means 36.

[0051]

The wavelength switching control means 35 also controls the drive of movable mirrors 58 and 59 by sending the control signal to the movable mirror drive part 61 in the light source apparatus 41. Then, a laser having a suitable wavelength for the observed organ is selected among the laser A55, B56, and C57 and irradiated into the light guide 21 of the endoscope 32.

[0052]

Next, when the insertion part of the endoscope 32 is inserted into the body cavity of a patient, the brightness of the periphery of the insertion part is detected by each photo-sensor of the sensor group 52 in the insertion part and the output of each sensor is sent to the inserted length detection circuit 53. The inserted length detection circuit 53 detects the inserted length of the insertion part by detecting what number of sensor from the distal end of the insertion part is not detecting the brightness. The observed area distinguishing circuit 54 estimates an area being observed by the endoscope 32 based on the insertion length detection result and sends the information of the observed area to the wavelength switching control means 35. For example, if an endoscope for the upper alimentary tract is used, it determines whether the observed area is in the esophagus or the stomach based on the length being inserted. Then, a detecting wavelength and an excitation wavelength is changed again by the wavelength switching control means 35 based on the detection result of the observed area.

[0053]

The operations for detecting fluorescence images and generating fluorescence observation images are performed in the same manner as the second embodiment, and the fluorescence observation images are displayed on the display unit 39.

[0054]

According to this embodiment, by detecting the inserted length of the insertion part of the endoscope, an organ being observed can be estimated.

Thus, even if the excitation wavelength and detecting wavelength suitable for fluorescence observation are different on each organ (the stomach and the esophagus, the rectum and the colon, etc.) which can be observed by the same endoscope, the apparatus can automatically select the optimum excitation wavelength and detecting wavelength for an area of each organ. Accurate fluorescence diagnosis for the observed area can be performed with excellent operatively during the diagnosis.

[0055]

In addition, the light source apparatus 51 used in this embodiment is replaceable with the light source apparatus 31 in the second embodiment shown in Fig. 3.

[0056]

The endoscope type detector 33 may also be provided on the connecting part of the light guide part of the endoscope and the light source apparatus in this embodiment.

[0057]

Moreover, a sensor group may consist of pressure sensors instead of photo sensors to distinguish an inserted length by determining whether the pressure is applied or not on pressure sensors. In Fig. 6, six sensors are illustrated, however, a number of sensors may be greater or less.

[0058]

Fig. 7 is a block diagram showing the schematic structure of a fluorescence observation apparatus of a fourth embodiment of this invention. The fourth embodiment is an example of an apparatus which is structured to select optimum excitation wavelength and detecting wavelength for an organ to be observed by distinguishing the observed area by a fluorescence display image.

[0059]

As shown in Fig. 7, a fluorescence observation endoscope of this embodiment comprises:

- a light source apparatus 51 for generating excitation light;
- an endoscope which irradiates the excitation light into an observed area in an organism and acquires fluorescence images by the excitation light;
- a detecting wavelength switching means 36, which is attached to the eyepiece part of the endoscope 2, to switch a fluorescence wavelength to be detected;
- a camera 37 for projecting the fluorescence images acquired by the endoscope 2;
- a fluorescence image processor 38 for generating fluorescence images after processing the image signals from the camera 37; and
- a display unit 39 for displaying fluorescence observation images.

A fluorescence observation endoscope is also provided with:

- an image recognition part 65 for recognizing the image characteristics based on the fluorescence observation images by the fluorescence image processor 38;
- an observed area distinguishing circuit 66 for distinguishing an observed area from the recognized image; and
- a wavelength switching control means 35 which determines an excitation wavelength and a detecting wavelength based on the signals from the observed area distinguishing circuit 66 and controls the switching of each wavelength.

[0060]

In this embodiment, first, by irradiating an excitation light and by detecting a fluorescence image with an arbitrary excitation wavelength and detecting wavelength, a fluorescence image processor 38 generates a fluorescence observation image of the observed area in a body cavity. Then, the generated fluorescence observation image is transmitted to the image recognition part 65.

[0061]

Using pictorial-pattern recognition methods such as Perceptron using the neural network, Back Propagation method (hereafter, abbreviated to BP method), the

image recognition part 65 has learned the display images of each organ beforehand and stored image characteristics of each organ in order to recognize organs such as esophagus, stomach, large intestine, bronchus from fluorescence observation images. Then, the image recognition part 65 recognizes the image pattern by applying the weighing to every pixel of the fluorescence observation image, which is transmitted from the fluorescence image processor 38, and taking the sum of the signals.

[0062]

For example, in the esophagus, closer to the center becomes dimmer on the display image since the esophagus is a tubular cavity. On the other hand, in the stomach, an entire display image is bright or one side is dark. Thus, an image pattern of the stomach is clearly different from that of the esophagus. In this example, such differences of images are distinguished by performing the Perceptron or BP method and an organ being observed is distinguished.

[0063]

The image pattern signal, which is recognized by the image recognition part 54, is sent to the observed area distinguishing circuit 66 to determine the organ being observed based on the image pattern. This information of the organ being observed is transmitted to the wavelength switching control means 35 so that the excitation wavelength and the detecting wavelength are changed to suit the organ to be observed as the above-mentioned embodiment.

[0064]

The same operation as the second embodiment is performed to detect fluorescence image and generate fluorescence observation image and the fluorescence observation image is displayed on the display unit 39.

[0065]

According to this embodiment, by recognizing the image pattern of a fluorescence observation image, an organ being observed is determined automatically. Thus, the excitation wavelength and the detecting wavelength suitable for each area of an organ can be selected without performing the complicated operation and accurate fluorescence diagnosis of the observed area can be performed.

[0066]

In addition, the image pattern recognized by the image recognition part 65 may be performed at the time of normal observation by the white light source.

[0067]

Next, an example of a fluorescence observation apparatus capable of measuring and recording the laser output of a light source will be explained as a fifth embodiment. Fig. 8 is a block diagram showing the schematic structure of a fluorescence observation apparatus of the fifth embodiment of this invention.

[0068]

A fluorescence observation apparatus of this embodiment comprises:
a light source apparatus 71 for generating excitation light;
an endoscope 2 for acquiring fluorescence images by the excitation light irradiated to an observed area in an organism;
a camera 71 for projecting fluorescence images acquired by the endoscope 2;
a fluorescence image processor 73 for generating fluorescence observation images after processing the image signals from the camera 72; and
a display unit 39 for displaying the fluorescence observation images,
and is further provided with: a video tape recorder (VTR) 74 for recording fluorescence observation images and a data recorder 75 for recording patient's information.

[0069]

The light source apparatus 71 is provided with:

- an excitation laser 76 for generating a laser beam as an excitation light;
- a half mirror 77 for dividing the laser beam from the excitation laser 76 into two directions;
- a photo sensor 78 for detecting one of the laser beam divided; and
- an output measuring instrument to measure the laser output from the light quantity detected by the photo sensor 78.

[0070]

The fluorescence image processor 73 is provided with:

- an image processor 80 for generating fluorescence observation images;
- a superimposition part 81 for superimposing the output data of the laser beam onto the fluorescence observation images; and
- a computer 82 which sends the output data of the laser beam from the light source apparatus 71 to the data recorder 75 and the superimposition part 81.

[0071]

In the light source apparatus 71, the laser light emitted from the excitation laser 76 through the half mirror 77 is transmitted to the light guide 21 of the endoscope, and the laser light reflected by the half mirror 77 is incident to the photo sensor 78. The photo sensor 78 detects the light quantity of the laser light and the laser output of the excitation laser 76 is measured by the output measuring instrument 79 based on the detection quantity.

[0072]

The measured laser output data is sent to the fluorescence image processor 73 and inputted in the superimposition part 81 via the computer 82 to be superimposed with a fluorescence observation image generated by the image processor 80, and then recorded in VTR 74. This laser output data is also sent to the data recorder 75 by the computer 82 to be recorded with the patient's information. In addition, the display unit 38 can display the fluorescence

observation image on which the laser output data is superimposed by the superimposition part 81.

[0073]

According to this embodiment, since an apparatus automatically records the laser output data through a computer, recording data can be simple without any complicated operations and input errors.

[0074]

[Additional Remark]

As described above, according to the embodiments of this invention, the following constitutions can be obtained.

That is,

(1) A fluorescence observation apparatus which has:
a light source for generating an illumination light to illuminate tissue in a body cavity; and image-detecting means to detect normal images acquired by the reflection of the aforementioned illumination light from the aforementioned tissue and fluorescence images acquired by exciting the aforementioned tissue by the illumination light respectively;
which is characterized by the fact that the aforementioned light source generates illumination light having the wavelength to mutually separate the wavelength region of fluorescence images and the wavelength region of normal images.

[0075]

(2) The fluorescence observation apparatus mentioned in Additional Remark 1 which is characterized by the fact that the aforementioned light source is a RGB light source for generating an illumination light which is a laser light having the primary color.

[0076]

The RGB light source mentioned in Additional Remark 2 generates an illumination light with the primary color for normal image and an excitation light, which belongs one of the wavelength bands of the aforementioned illumination light with the primary color, to generate fluorescence by exciting the tissue in a body cavity, and both images are captured by mutually separating the wavelength bands for the aforementioned fluorescence image and the wavelength bands for the aforementioned normal image. Thus, a fluorescence image and a normal image can be obtained simultaneously without switching a light source and image detecting means, and the structure of an apparatus can be miniaturized since the structure of a light source can be simplified by not providing a light source for generating excitation light specially.

[0077]

(3) The fluorescence observation apparatus mentioned in Additional Remark 1 which is characterized by the fact that the aforementioned light source is provided with:

a laser light source for generating an illumination light as an excitation light to generate fluorescence by exciting the aforementioned tissue in the body cavity; and a RGB light source for generating an illumination light that is a laser light with the three primary colors to acquire the aforementioned normal image.

[0078]

As the structure of Additional Remark 3, the wavelength bands of excitation light, which is generated by the laser light source, and the wavelength band of the primary color illumination light, which is generated by the RGB light source, and the wavelength bands of fluorescence images, which consists of several specific wavelength bands detected by the image detecting means, are set not to overlap one another. Therefore, the wavelength band of fluorescence image and the wavelength bands of normal image are mutually separated and a fluorescence image and a normal image can be simultaneously acquired without switching a light source and image detecting means.

[0079]

(4) The fluorescence observation apparatus mentioned in Additional Remark 1 which is characterized by the fact that the aforementioned fluorescence image consists of several fluorescence images having specific wavelengths which belongs the specific wavelength bands and the aforementioned image detecting means separates and detects the aforementioned fluorescence image having several specific wavelengths.

[0080]

(5) The fluorescence observation apparatus mentioned in Additional Remark 4 which is characterized by the fact that the specific wavelength bands of fluorescence image detected by the aforementioned image detecting means has the distribution in red and green regions.

[0081]

(6) A fluorescence observation apparatus which is characterized by having:
a light source for generating excitation light to generate fluorescence light by exciting tissue in a body cavity;
an endoscope for introducing the aforementioned excitation light to the tissue in the body cavity and transmits a fluorescence image created by the tissue with the aforementioned excitation light;
an excitation wavelength switching means for selectively switching the wavelength band of excitation light which is emitted from the aforementioned light source;
a detecting wavelength switching means for detecting the specific wavelength band from the fluorescence image transmitted by the aforementioned endoscope;
a wavelength selection means which selects the specific wavelength band of the aforementioned fluorescence image and the wavelength band of the aforementioned excitation light; and

a wavelength switching control means which receives the information from the aforementioned wavelength selection means and switches the wavelength in at least one of the specific wavelength band of the aforementioned fluorescence image and the wavelength band of the aforementioned excitation light depending on an observed area.

[0082]

According to the structure of Additional Remark 6, the excitation wavelength and the detecting wavelength can be automatically changed a suitable wavelength for an organ to be observed for fluorescence observation. Accurate fluorescence diagnosis can be performed sine there is no need to perform complicated operation to switch wavelength.

[0083]

(7) The fluorescence observation apparatus mentioned in Additional Remark 6 in which the aforementioned wavelength selection means is an endoscope type distinguishing means to distinguish a type of the aforementioned endoscope.

[0084]

(8) The fluorescence observation apparatus mentioned in Additional Remark 6 in which the aforementioned wavelength selection means is an observed area distinguishing means to distinguish an organ to be observed by the aforementioned endoscope.

[0085]

(9) The fluorescence observation apparatus mentioned in Additional Remark 8 in which the aforementioned observed area distinguishing means is an image recognition means which recognizes images based on the observed image obtained by the aforementioned endoscope and determines an organ in the aforementioned observed image.

[0086]

(10) The fluorescence observation apparatus mentioned in Additional Remark 8 in which the aforementioned observed area distinguishing means contains an endoscope type distinguishing means which distinguishes a type of the aforementioned endoscope and an inserted length detecting means which detects a length being inserted in an organism of the insertion part of the aforementioned endoscope.

[0087]

[Effect of the Invention]

According to this invention as described above, since a normal observation image and a fluorescence image can be simultaneously displayed in real time without switching a light source and image detecting means, an apparatus can have an effect of acquiring bright images without any offset between both images.

[Brief Explanation of the Drawings]

[Fig. 1]

Fig. 1 is a block diagram showing the schematic structure of a fluorescence observation apparatus.

[Fig. 2]

Fig. 2 is characteristic diagrams showing the relationship of the wavelength bands of each illumination light which irradiates an observed area and of each fluorescence detected from the organism's tissue and the transmission characteristics of each filter.

[Fig. 3]

Fig. 3 is a block diagram showing the schematic structure of a fluorescence observation apparatus.

[Fig. 4]

Fig. 4 is a block diagram of a filter for switching a detecting wavelength.

[Fig. 5]

Fig. 5 is a block diagram of a filter for switching an excitation wavelength.

[Fig.6]

Fig. 6 is a block diagram showing the schematic structure of a fluorescence observation apparatus for a third embodiment of this invention.

[Fig. 7]

Fig. 7 is a block diagram showing the schematic structure of a fluorescence observation apparatus of a fourth embodiment of this invention.

[Fig. 8]

Fig. 8 is a block diagram showing the schematic structure of a fluorescence observation apparatus of the fifth embodiment of this invention.

[Explanations of Drawings]

1...light source

2...endoscope

3...camera

4...image processor

5...display unit

6...laser for excitation

7...RGB laser

13, 14...band pass filter

15...laser blocking filter

16, 17...image intensifier

18, 19, 20...CCD

THIS PAGE BLANK (USPTO)

MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):

| | |
|---|--|
| (19)【発行国】 日本国特許庁 (J P) | (19)[ISSUING COUNTRY] Japanese Patent Office (JP) |
| (12)【公報種別】 公開特許公報 (A) | (12)[LAI] Laid-open (kokai) patent application number (A) |
| (11)【公開番号】 特開平 8 - 2 2 4 2 0 9 | (11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER] Unexamined Japanese patent No. 8-224209 |
| (43)【公開日】 平成 8 年 (1 9 9 6) 9 月 3 日 | (43)[DATE OF FIRST PUBLICATION] September 3rd, Heisei 8 (1996) |
| (54)【発明の名称】 蛍光観察装置 | (54)[TITLE] Fluorescent observation apparatus |
| (51)【国際特許分類第 6 版】 A61B 1/00 300 1/06 5/00 101 | (51)[IPC] A61B 1/00 300 1/06 5/00 101 |
| 【 F I 】 A61B 1/00 300 T 1/06 B 5/00 101 A | [FI] A61B 1/00 300 T 1/06 B 5/00 101 A |
| 【審査請求】 未請求 | [EXAMINATION REQUEST] UNREQUESTED |
| 【請求項の数】 1 | [NUMBER OF CLAIMS] 1 |
| 【出願形態】 O L | [Application form] O L |
| 【全頁数】 1 0 | [NUMBER OF PAGES] 10 |

JP8-224209-A



(21)【出願番号】

特願平 7 - 3 5 4 4 4

(21)[APPLICATION NUMBER]

Japanese Patent Application No. 7-35444

(22)【出願日】

平成 7 年 (1 9 9 5) 2 月 2 3
日

(22)[DATE OF FILING]

February 23rd, Heisei 7 (1995)

(71)【出願人】

(71)[PATENTEE/ASSIGNEE]

【識別番号】

0 0 0 0 0 0 3 7 6

[PATENTEE/ASSIGNEE CODE]

000000376

【氏名又は名称】

オリンパス光学工業株式会社

Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号

[ADDRESS]

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 上野 仁士

UENO, Hiroshi

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

[ADDRESS]

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
Olympus Optical K.K.

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 金子 守

KANEKO, Mamoru

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

[ADDRESS]

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
Olympus Optical K.K.

(74) 【代理人】

(74)[PATENT ATTORNEY]

【弁理士】

【氏名又は名称】

伊藤 進

ITOH, Susumu

(57) 【要約】

(57)[SUMMARY]

【目的】

通常観察画像と蛍光観察画像を
光源や撮像手段を切換えること
なく両方同時にリアルタイム表
示可能にする。

[OBJECT]

A usual observation image and a fluorescent
observation image are both made displayable
simultaneously real-time, without switching a
light source and image-pick-up means.

【構成】

光源装置 1 は、蛍光観察用の励
起光を発生する励起用レーザ 6
と通常観察用の RGB 光を発生
する RGB レーザ 7 とを有して
おり、励起光及び RGB 光は 1
つの光軸となって内視鏡 2 を介
して観察部位へ照射される。観
察部位の蛍光像及び通常像は、
内視鏡 2 を介してカメラ 3 に入
射され、3 つの光路に分割され
て各々バンドパスフィルタ 1
3、14、及びレーザカットフ
ィルタ 15 を透過し、 $\lambda 1$ 及び

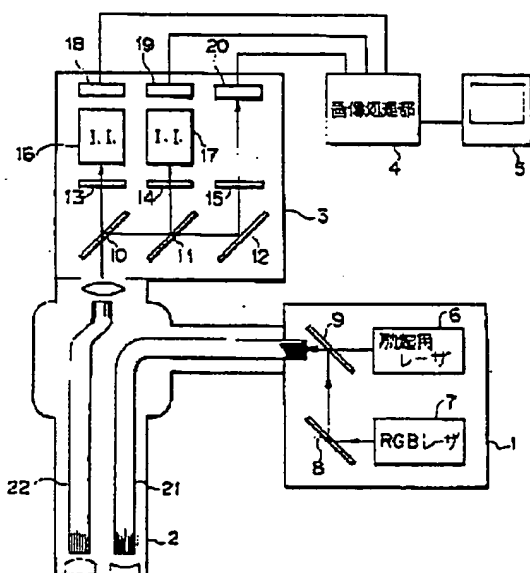
[SUMMARY OF THE INVENTION]

The light source device 1 has the laser for
excitation 6 which generates the excitation light
for a fluorescent observation, and the RGB
laser 7 which generates RGB light for a usual
observation. Excitation light and RGB light are
one optical axis, and are irradiated via an
endoscope 2 to an observed part.
Incidence of the fluorescent image and the
fluorescent usual image of an observed part is
performed to a camera 3 via an endoscope 2.
Three optical paths divides and the
transmission of each band-pass filters 13 and
14 and the laser cut filter 15 is performed.

$\lambda 2$ の波長帯域の蛍光像と通常像とが撮像され、画像処理部 4 で蛍光観察画像及び通常観察画像が生成される。ここで、励起光及びRGBの各色光の波長帯域と、検出する蛍光の波長帯域 $\lambda 1$ 及び $\lambda 2$ とは、それぞれ重なり合う波長帯域を持たないように各帯域が設定されている。

The fluorescent image and the fluorescent usual image of $\lambda 1$ and $\lambda 2$ wavelength band are picked up. A fluorescent observation image and a usual observation image are generated in the image-processing part 4. Here, each band is set up so that excitation light and the wavelength band of each colour of RGB, and fluorescent wavelength band $\lambda 1$ and fluorescent $\lambda 2$ to detect may not have the wavelength band which respectively overlap.

| | |
|---|-----------------------|
| 4 | Image Processing Part |
| 6 | Excitation Laser |
| 7 | RGB Laser |



【特許請求の範囲】

[CLAIMS]

【請求項 1】

体腔内組織を照明する照明光を発生する光源と、
前記組織からの前記照明光の反

[CLAIM 1]

The light source which generates the illumination light which illuminates intracorporeal tissue, image-pick-up means to

射により得られる通常画像と前記組織を前記照明光により励起して得られる蛍光像とをそれぞれ撮像する撮像手段と、を有する蛍光観察装置において、前記光源は、前記蛍光像の属する波長領域と前記通常画像を構成する波長領域とが互いに分離するような波長の照明光を発生してなることを特徴とする蛍光観察装置。

respectively pick up the usual image obtained by the reflection of the above-mentioned illumination light from an above-mentioned tissue, and the fluorescent image which excites an above-mentioned tissue by the above-mentioned illumination light, and is obtained, in the fluorescent observation apparatus which has these, an above-mentioned light source generates the illumination light of the wavelength which the wavelength area where an above-mentioned fluorescent image belongs, and the wavelength area which comprises an above-mentioned usual image separate mutually. Fluorescent observation apparatus characterised by the above-mentioned.

【発明の詳細な説明】**[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]****【0001】****[0001]****【産業上の利用分野】**

本発明は、励起光を生体組織の観察対象部位へ照射して励起光による蛍光像を得る蛍光観察装置に関する。

[INDUSTRIAL APPLICATION]

This invention relates to the fluorescent observation apparatus which irradiates excitation light to the part for an observation of an organism tissue, and obtains the fluorescent image by excitation light.

【0002】**[0002]****【従来の技術】**

近年、生体組織の観察対象部位へ励起光を照射し、この励起光

[PRIOR ART]

In recent years, excitation light are irradiated to the part for an observation of an organism

によって生体組織から直接発生する自家蛍光や生体へ注入しておいた薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術が用いられてつあり、この蛍光観察を行うための蛍光観察装置が開発されている。

【0003】

自家蛍光においては、生体組織に励起光を照射すると、その励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質としては、例えばNADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ピリジンヌクレオチド等がある。最近では、このような蛍光を発生する生体内因物質と疾患との相互関係が明確になりつつあり、これらの蛍光により癌等の診断が可能である。

【0004】

また、薬物の蛍光においては、生体内へ注入する蛍光物質としては、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ δ -amino levulinic acid）等が用

tissue. These excitation light detect it from an organism tissue, doing the fluorescence of the medicine injected to the home fluorescence and the organism which are generated directly as a two-dimensional image.

The technology that illness condition (for example, the variety and permeation range of the illness), such as the modification of an organism tissue and cancer, is diagnosed from that fluorescent image is used.

The fluorescent observation apparatus for performing this fluorescent observation is developed.

[0003]

In a home fluorescence, if excitation light are irradiated to an organism tissue, the fluorescence of a wavelength longer than those excitation light will occur.

As the fluorescent material in the organism, for example, there are NADH (nicotinamide adenine nucleotide), FMN (flavin mononucleotide), pyridine nucleotide, etc.

Recently, the interactive relationship of the causative substances in the living body and the illness which generate such a fluorescence is becoming clear. The diagnosis of cancer etc. is possible by these fluorescences.

[0004]

Moreover, in the fluorescence of a medicine, HpD (hematoporphyrin), Photofrin, ALA ((delta)-amino levulinic acid), etc. are used as a fluorescent material injected to in the living body.

いられる。これらの薬物は癌などへの集積性があり、これを生体内に注入して蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。また、モノクローナル抗体に蛍光物質を付加させ、抗原抗体反応により病変部に蛍光物質を集積させる方法もある。

These medicines have accumulative property, for such as cancer. An illness part can be diagnosed by injecting this in the living body and observing fluorescence. Moreover, a fluorescent material is made to add to a monoclonal antibody. There is also a method of making a diseased part integrate a fluorescent material by the antigen antibody reaction.

【0005】

励起光としては例えばレーザー光が用いられ、励起光を生体組織へ照射することによって観察対象部位の蛍光像を得る。この励起光による生体組織における微弱な蛍光を検出して2次元の蛍光画像を生成し、観察、診断を行う。

[0005]

It does as excitation light, for example, a laser light is used. The fluorescent image of the part for an observation is obtained by irradiating excitation light to an organism tissue.

The weak fluorescence in the organism tissue by these excitation light is detected, and a two-dimensional fluorescent image is generated.

An observation and a diagnosis are performed.

【0006】

このような蛍光観察装置においては、一般に通常画像と蛍光画像とを対比させて診断を行う。このために、通常観察用の光源装置及び撮像手段と蛍光観察用の光源装置及び撮像手段とを交換して使用している。従来の装置では、例えば特開昭63-122421号公報に開示されているように、通常照明光と励起光とを照射光切換え手段を用いて交互に照射し、得られた通常画像と蛍光画像とを照射光切換え手段に同期させて交互に取り込んでメモリに蓄え、通常画像

[0006]

In such fluorescent observation apparatus, it diagnoses by making a usual image and a usual fluorescent image contrast generally.

For this reason, the light source device for a usual observation, image-pick-up means and the light source device for a fluorescent observation, and image-pick-up means are exchanged and been used.

In conventional apparatus, a usual illumination light and usual excitation light are alternately irradiated using irradiation light switching means as disclosed by the unexamined-Japanese-patent-No. 63-122421 gazette, for example. The obtained usual image and a fluorescent image are synchronised with

と蛍光画像を同時表示するような構成となっていた。

irradiation light switching means, it receives alternately, and it stores in a memory.

It had become the component which performs the simultaneous display of a usual image and a usual fluorescent image.

【0007】

[0007]

【発明が解決しようとする課題】

[PROBLEM ADDRESSED]

しかしながら、従来の構成では、得られる通常画像と蛍光画像は、交互に撮像されるため、リアルタイム表示ではなく、両画像の撮影時間のズレから表示画像にズレが生じ、観察部位がずれてしまうおそれがあった。また、通常画像と蛍光画像を高速で切換えて撮像するようにした場合、各画像が時分割されてしまうため表示の際に画面数を多く取ることができず、表示画像が暗くなってしまう問題点を有していた。

However, with a conventional component, since the usual image obtained and a fluorescent image are picked up alternately, an offset produces it from the offset of not a real-time display but the photography time of a both image in a display image. There was a possibility that an observed part might be deviated. Moreover, when a usual image and a usual fluorescent image are switched at high speed, it is made to pick up it and it is a display since the time division of each image will be performed, many number of screens cannot be taken. The display image had the problem of having become dark.

【0008】

[0008]

本発明は、これらの事情に鑑みてなされたもので、通常観察画像と蛍光観察画像を、光源や撮像手段を切換えることなく、両方同時にリアルタイム表示することができ、両画像にズレがなくかつ明るい画像を得ることのできる蛍光観察装置を提供することを目的としている。

This invention was formed in consideration of these situations, and it can both perform simultaneously the real-time display of a usual observation image and the fluorescent observation image, without switching a light source and image-pick-up means.

It aims at offering the fluorescent observation apparatus which there is no offset in a both image, and can obtain a bright image.

【0009】

[0009]

【課題を解決するための手段】

本発明による蛍光観察装置は、体腔内組織を照明する照明光を発生する光源と、前記組織からの前記照明光の反射により得られる通常画像と前記組織を前記照明光により励起して得られる蛍光像とをそれぞれ撮像する撮像手段と、を有する装置において、前記光源は、前記蛍光像の属する波長領域と前記通常画像を構成する波長領域とが互いに分離するような波長の照明光を発生してなるものである。

[SOLUTION OF THE INVENTION]

The fluorescent observation apparatus by this invention is a light source which generates the illumination light which illuminates intra-corporeal tissue. Image-pick-up means to respectively pick up the usual image obtained by the reflection of the above-mentioned illumination light from an above-mentioned tissue, and the fluorescent image which excites an above-mentioned tissue by the above-mentioned illumination light, and is obtained, in the apparatus which has these, an above-mentioned light source generates the illumination light of the wavelength which the wavelength area where an above-mentioned fluorescent image belongs, and the wavelength area which comprises an above-mentioned usual image separate mutually.

【0010】

[0010]

【作用】

光源より蛍光像の属する波長領域と通常画像を構成する波長領域とが互いに分離するような波長の照明光を発生して体腔内組織を照明することにより、蛍光像と通常画像とを同時に得ることが可能となる。

[Effect]

By generating the illumination light of the wavelength which the wavelength area which comprises the wavelength area where a fluorescent image belongs, and a usual image from a light source separates mutually, and illuminating intra-corporeal tissue, a fluorescent image and a fluorescent usual image can be obtained simultaneously.

【 0 0 1 1 】

【実施例】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。図1及び図2は本発明の第1実施例に係り、図1は蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図、図2は観察部位へ照射する各照明光及び生体組織から検出される蛍光の波長帯域と各フィルタの透過波長特性との関係を示す特性図である。

【 0 0 1 2 】

図1に示すように、本実施例の蛍光観察装置は、励起光とRGBの3原色の照明光（以下RGB光と称する）とを発生する光源装置1と、光源装置1からの励起光とRGB光とを生体内の観察部位に照射して、励起光による蛍光像とRGB光による通常像とを検出し生体外に伝達する内視鏡2と、内視鏡2で得られた蛍光像と通常像とを撮影し電気信号に変換するカメラ3と、カメラ3からの画像信号を処理し、蛍光画像と通常画像とを生成する画像処理部4と、画像処理部4により生成された蛍光画像と通常画像とを同時にまたはそれぞれ別に表示するCR

[0011]

[Example]

Hereafter, the example of this invention is explained with reference to a drawing.

Fig. 1 and 2 relate to the 1st example of this invention. Fig. 1 is a component explanatory drawing showing the schematic component of fluorescent observation apparatus. Fig. 2 is a characteristic view showing the relationship of the fluorescent wavelength band and the penetrated-wave length characteristic of each filter which are detected from each illumination light and the organism tissue which irradiate to an observed part.

[0012]

As shown in Fig. 1, the fluorescent observation apparatus of this example irradiates the light source device 1 which generates excitation light and the illumination light (RGB light is referred to below) of the three primary colours of RGB, and the excitation light and RGB light from a light source device 1, to an observed part in the living body. The image signal from the camera 3 which a photograph of the endoscope 2 which the detection of the fluorescent image by excitation light and the usual image by RGB light is performed, and is transmitted to an external, and the fluorescent image obtained by the endoscope 2 and a usual image is taken, and is converted into an electrical signal, and the camera 3 is processed. The display part 5 which consists of the CRT monitor which being simultaneous or respectively displays to by the

Tモニタ等からなる表示部 5 とを備えて主要部が構成されている。

image-processing part 4 which generates a fluorescent image and a fluorescent usual image, and the fluorescent image generated by the image-processing part 4 and a usual image is provided, and the principal part is comprised.

【0013】

光源装置 1 は、蛍光を励起するための励起光を発生する励起用レーザ 6 と、通常像を得るための RGB 光を発生する RGB レーザ 7 と、励起用レーザ 6、RGB レーザ 7 の光軸を 1 つに合成するミラー 8 及びダイクロイックミラー 9 とを備えて構成される。

[0013]

A light source device 1 provides the mirror 8 and the dichroic mirror 9 which synthesise to 1 the optical axis of the laser for excitation 6 which generates the excitation light for exciting a fluorescence, the RGB laser 7 which generates RGB light for obtaining a usual image, and the laser for excitation 6 and the RGB laser 7, and is comprised.

【0014】

内視鏡 2 は、生体内へ挿入する細長の挿入部を有し、光源装置 1 からの励起光及び RGB 光を挿入部先端まで伝達するライトガイド 21 を含む照明光学系と、観察部位の蛍光像及び通常像を手元側の接眼部まで伝達するイメージガイド 22 を含む観察光学系とを備えて構成される。

[0014]

An endoscope 2 has the long and slender insertion part inserted to the living body.

The illumination optical system containing the light guide 21 which transmits the excitation light and RGB light from a light source device 1 to an insertion-part end, and the observation optical system containing the image guide 22 which transmits the fluorescent image and the fluorescent usual image of an observed part to the eye-piece part at the side of a hand are provided, and it is comprised.

【0015】

カメラ 3 は、内視鏡 2 の接眼部に接続され、内視鏡 2 より入射する蛍光像及び通常像を 3 つの光路に分割するダイクロイックミラー 10、ダイクロイックミ

[0015]

A camera 3 is connected to the eye-piece part of an endoscope 2.

The dichroic mirror 10 which divides the fluorescent image which performs incidence from an endoscope 2, and a usual image, to a

ラー 11, ミラー 12 と、蛍光を検出する波長帯域 $\lambda 1$ を透過するバンドパスフィルタ 13 と、蛍光を検出する波長帯域 $\lambda 2$ を透過するバンドパスフィルタ 14 と、励起用レーザ 6 から励起光の波長帯域のみを遮断するレーザカットフィルタ 15 と、バンドパスフィルタ 13 を透過した蛍光像を増幅するイメージインテンシファイア（図中では I.I. と略記する）16 と、バンドパスフィルタ 14 を透過した蛍光像を増幅するイメージインテンシファイア 17 と、イメージインテンシファイア 16 の出力像を撮像する CCD 18 と、イメージインテンシファイア 17 の出力像を撮像する CCD 19 と、レーザカットフィルタ 15 を透過した蛍光像を含む通常像を撮像する CCD 20 とを備えて構成される。

【0016】

光源装置 1 において、励起用レーザ 6 により励起光 $\lambda 0$ を発生する。また、RGB レーザ 7 により赤色光 λR , 緑色光 λG , 青色光 λB の 3 色を同時に発振することで生成される白色光を発生する。そして、これらの光をミラー 8 及びダイクロイックミラー 9 により反射及び透過して 1 つの光軸上に合成して配置し、内視鏡 2 のライトガ

three optical path, the dichroic mirror 11, the mirror 12, the band-pass filter 13 which performs the transmission of the wavelength band $\lambda 1$ which detects a fluorescence, and the band-pass filter 14 which performs the transmission of the wavelength band $\lambda 2$ which detects a fluorescence, the laser cut filter 15 which isolates only the wavelength band of the excitation light from the laser for excitation 6, the image intensifier 16 which amplifies the fluorescent image which transmitted the band-pass filter 13 (abbreviated to I.I. in the drawing(s)), the image intensifier 17 which amplifies the fluorescent image which transmitted the band-pass filter 14, CCD 18 which picks up the output image of the image intensifier 16, CCD 19 which picks up the output image of the image intensifier 17, CCD 20 which picks up the usual image containing the fluorescent image which transmitted the laser cut filter 15 is provided, and it is comprised.

[0016]

In a light source device 1, excitation-light $\lambda 0$ is generated with the laser for excitation 6.

Moreover, white light generated by oscillating simultaneously red colour λR , green light λG , and a blue-glow λB three colour with the RGB laser 7 is generated.

And, these lights are reflected by the mirror 8 and the dichroic mirror 9. And a transmission is performed. It synthesises and arranges on one optical axis. A light-guide is performed to the light guide 21 of an endoscope 2.

イド 21 に導光する。ライトガイド 21 に導光された 4 色のレーザー光は、内視鏡 2 内部を通して挿入部先端部まで伝達され、生体内の観察部位に照射される。

The laser light of 4 colours by which the light-guide was performed to the light guide 21 is transmitted to an insertion-part point through endoscope 2 inside. It is irradiated at the observed part in the living body.

【0017】

そして、観察部位からの励起光による蛍光像と RGB 光による通常像は、内視鏡 2 のイメージガイド 22 を通じて手元側の接眼部まで伝達され、カメラ 3 に入射される。カメラ 3 に入射された蛍光像と通常像は、ダイクロミックミラー 10、ダイクロミックミラー 11、ミラー 12 により透過及び反射して 3 つの光路に分割される。分割された 3 つの光は、それぞれバンドパスフィルタ 13、バンドパスフィルタ 14、レーザカットフィルタ 15 を透過する。

[0017]

And, the fluorescent image by the excitation light from an observed part and the usual image by RGB light are transmitted to the eye-piece part at the side of a hand through the image guide 22 of an endoscope 2.

Incidence is performed to a camera 3.

It transmits and reflects by the dichroic mirror 10, the dichroic mirror 11, and the mirror 12, and the fluorescent image by which incidence was performed to the camera 3, and a usual image are divided by the three optical path.

The divided three light respectively performs the transmission of the band-pass filter 13, the band-pass filter 14, and the laser cut filter 15.

【0018】

図 2 は励起用レーザー、RGB レーザより発生される各照明光及び生体組織から検出される蛍光の波長帯域と、各フィルタの透過波長特性との関係を示したものである。

[0018]

Fig. 2 shows the relationship of the fluorescent wavelength band detected from each illumination light and the organism tissue which are generated from the laser for excitation, and RGB laser, and the penetrated-wave length characteristic of each filter.

【0019】

図 2 の (a) に示すように、励起光 λ_0 、赤色光 λ_R 、緑色光 λ_G 、青色光 λ_B の各波長

[0019]

As shown in (a) of Fig. 2, excitation-light λ_0 , red colour λ_R , green light λ_G , blue-glow λ_B , Each band is set up so that these

帯域と、蛍光を検出する波長帯域 $\lambda 1$ 及び $\lambda 2$ とは、それぞれ重なり合う波長帯域を持たないように各帯域が設定されている。そして、図2の(b)及び(c)に示すように、バンドパスフィルタ13の透過波長帯域は $\lambda 1$ 、バンドパスフィルタ14の透過波長帯域は $\lambda 2$ となっている。すなわち、バンドパスフィルタ13を透過した光は、 $\lambda 1$ の波長帯域の成分しか持たない光であり、観察部位より出た蛍光のうち、検出する $\lambda 1$ の波長帯域よりなる蛍光像である。また、バンドパスフィルタ14を透過した光は、 $\lambda 2$ の波長帯域の成分しか持たない光であり、観察部位より出た蛍光のうち、検出する $\lambda 2$ の波長帯域よりなる蛍光像である。また、レーザカットフィルタ15は、励起光 $\lambda 0$ の波長帯域をカットするフィルタであり、レーザカットフィルタ15を透過した光は励起光 $\lambda 0$ の波長帯域を持たない光であり、R、G、Bの各色光よりなる通常像である。

【0020】

バンドパスフィルタ13を透過した蛍光像は、イメージインテンシファイア16で増幅された後にCCD18で撮像されてビデオ信号に変換される。また同

wavelength bands of each, and wavelength band $\lambda 1$ and $\lambda 2$ which detect a fluorescence may not have the wavelength band which respectively overlap.

And, as shown in (b) of Fig. 2, and (c), in the penetrated-wave length band of $\lambda 1$ and the band-pass filter 14, the penetrated-wave length band of the band-pass filter 13 is $\lambda 2$.

That is, the light which transmitted the band-pass filter 13 is a light only with the component of the wavelength band of $\lambda 1$.

While fluorescent light is coming out from the observed part, it is the fluorescent image which consists of the wavelength band of $\lambda 1$ to detect.

Moreover, the light which transmitted the band-pass filter 14 is a light only with the component of the wavelength band of $\lambda 2$.

While fluorescent is coming out from the observed part, it is the fluorescent image which consists of the wavelength band of $\lambda 2$ to detect. Moreover, the laser cut filter 15 is a filter which cuts the wavelength band of excitation-light $\lambda 0$. The light which transmitted the laser cut filter 15 is a light without the wavelength band of excitation-light $\lambda 0$.

It is the usual image which consists of each colour of R, G, and B.

[0020]

After amplifying the fluorescent image which transmitted the band-pass filter 13, by the image intensifier 16, it is picked up by CCD 18 and converted into a video signal.

Moreover after amplifying the fluorescent

様に、バンドパスフィルタ 14 を透過した蛍光像は、イメージインテンシファイア 17 で増幅された後に CCD 19 で撮像されてビデオ信号に変換される。レーザカットフィルタ 15 を透過した通常像は、そのまま CCD 20 で撮像されてビデオ信号に変換される。

image which transmitted the band-pass filter 14, by the image intensifier 17, similarly, it is picked up by CCD 19 and converted into a video signal.

The usual image which transmitted the laser cut filter 15 is picked up by CCD 20 as it is, and is converted into a video signal.

【0021】

CCD 18 及び CCD 19 で得られた蛍光像のビデオ信号は画像処理部 4 に入力される。画像処理部 4 では、2つの波長帯域の蛍光像のビデオ信号を演算処理して蛍光観察画像を生成する。

[0021]

The video signal of the fluorescent image obtained by CCD 18 and CCD 19 is input into the image-processing part 4.

In the image-processing part 4, the calculation process of the video signal of the fluorescent image of two wavelength bands is performed, and a fluorescent observation image is generated.

【0022】

励起光による観察部位における可視領域の蛍光は、励起光 λ_0 より長い波長の帯域の強度分布となり、正常部位では特に λ_1 付近で強く、病変部では弱くなる。よって、特に λ_1 付近の蛍光強度から正常部位と病変部との判別が可能であり、このような蛍光画像によって癌等の病変部の診断ができる。従って、画像処理部 4 においては、例えば λ_1 と λ_2 の蛍光像の画像信号より λ_1 と λ_2 における蛍光強度の比率または差分を求め、演算を行い、生体組織の性状

[0022]

The fluorescence of the visualisation area in the observed part by excitation light is a strong distribution of the band of a wavelength longer than excitation-light λ_0 .

By especially the normal part, it is strong near λ_1 . In a diseased part, it becomes weak.

Therefore, the discrimination with a normal part and a diseased part is especially possible from the fluorescence intensity near λ_1 .

A diagnosis of diseased parts, such as cancer, can be performed by such fluorescent image.

Therefore, in the image-processing part 4, the calculation which requires for the ratio or the difference of a fluorescence intensity in λ_1

を判別可能な蛍光観察画像を生成する。

【0023】

また、CCD 20 で得られた通常像のビデオ信号は通常観察画像として画像処理部 4 に入力される。画像処理部 4 は、蛍光観察画像信号と通常観察画像信号とを合成して同時に出力したり、または蛍光観察画像信号と通常観察画像信号をそれぞれ別々に出力し、これらの画像信号を表示部 5 に送る。そして、表示部 5 において蛍光観察画像及び通常観察画像が同時にまたは別々に表示される。

【0024】

このように本実施例の蛍光観察装置では、通常観察用の光源として RGB レーザを利用し、RGB レーザの各色光の波長帯域と、励起用レーザの励起光の波長帯域と、診断用の蛍光画像を生成するために検出する蛍光の複数の波長帯域とのそれぞれが重なり合わないよう配置するようにしている。従って本実施例によれば、通常観察用と蛍光観察用とで光源や撮像手段を切

and λ_2 from the image signal of the fluorescent image of λ_1 and λ_2 is performed. The fluorescent observation image which can distinguish the characteristic of an organism tissue is generated.

[0023]

Moreover, the video signal of the usual image obtained by CCD 20 is input into the image-processing part 4 as a usual observation image. The image-processing part 4 synthesises a fluorescent observation image signal and a usual observation image signal, and outputs it simultaneously.

Or a fluorescent observation image signal and a usual observation image signal are respectively outputted separately.

These image signals are sent to the display part 5. And, in the display part 5, a fluorescent observation image and a usual observation image are displayed that it is simultaneous or separately.

[0024]

Thus in the fluorescent observation apparatus of this example, RGB laser is utilised as a light source for a usual observation.

It is made to arrange so that each of the wavelength band of each colour of RGB laser, the wavelength band of the excitation light of the laser for excitation, and the fluorescent several wavelength band detected in order to generate the fluorescent image for a diagnosis may not overlap.

Therefore according to this example, it is enabled to switch neither a light source, nor

り換える必要がなく、通常観察用と蛍光観察用の照明光を同時に照射して通常像と蛍光像とを同時に撮像することが可能となり、蛍光観察画像と通常観察画像をリアルタイムで両方同時に表示し観察することができる。

image-pick-up means by the usual object for an observation, and the fluorescent object for an observation, to irradiate simultaneously the illumination light the usual object for an observation, and for a fluorescent observation, and to pick up a usual image and a usual fluorescent image simultaneously.

It can be real-time, and a fluorescent observation image and a usual observation image can both be displayed simultaneously, and can be observed.

【0025】

このため、蛍光観察画像と通常観察画像との間で時間的なズレが生じることなく、常に同一の観察部位を見ることができる。また、両画像を表示する際に画像の画面数を多くとることができるため、明るい画像を得ることができる。よって、蛍光観察による診断能を向上させることができる。

[0025]

For this reason, an identical observed part can always be observed, without producing a time offset between a fluorescent observation image and a usual observation image.

Moreover, since many number of screens of an image can be taken when displaying a both image, a bright image can be obtained.

Therefore, diagnostic ability by fluorescent observation can be improved.

【0026】

また、励起光とRGB光との切換え手段、及び蛍光像と通常像との切換え手段が不要なため、装置を小型化することができる。

[0026]

Moreover, switching means of excitation light and RGB light, and since switching means of a fluorescent image and a fluorescent usual image is unnecessary, apparatus can be reduced in size.

【0027】

なお、第1実施例の変形例として、励起用レーザ6の波長帯域を変更することも可能である。励起用レーザ6の出射光の波長

[0027]

In addition, it is also possible to change the wavelength band of the laser for excitation 6 as a modification of the 1st example.

Since it can serve as the laser for excitation 6

がRGBレーザ7の発する3色の光の波長のうちの1つと同じ波長を持つような場合は、励起用レーザ6をRGBレーザ7で兼ねることができるため、励起用レーザ6、ミラー8、ダイクロミックミラー9、レーザカットフィルタ15が不要となる。このため、装置の小型化を図ることができる。

【0028】

また、励起用レーザ6の波長が可視光領域以外にあるような場合は、レーザカットフィルタ15は不要となる。

【0029】

次に、蛍光観察装置の他の構成例を示す。蛍光観察装置において、生体内臓器の癌等の疾患の状態を蛍光観察により診断する場合、診断に適した励起光の波長及び検出する蛍光の波長は臓器特有のものであるため、従来の装置では観察対象の臓器が異なる毎に励起波長及び検出波長を変えるような構成となっていた。しかし、このような構成では観察する臓器に合わせて励起波長及び検出波長を予め交換して蛍光観察を行うために診断時の操作が煩雑であった。また、励起波長及び検出波長が観察部位に適合していないことに気付かず診断を行うと正確な診断

by the RGB laser 7 when the wavelength of the emitted light of the laser for excitation 6 has the same wavelength as 1 of the wavelengths of the light of the three colour which the RGB laser 7 emits, the laser for excitation 6, the mirror 8, the dichroic mirror 9, and the laser cut filter 15 become unnecessary.

For this reason, a size-reduction of apparatus can be attained.

[0028]

Moreover, when there is a wavelength of the laser for excitation 6 in addition to a visible-light area, the laser cut filter 15 becomes unnecessary.

[0029]

Next, the other example of a component of fluorescent observation apparatus is shown.

When condition of illness, such as the cancer of an organ in the living body, was diagnosed by fluorescent observation, since the wavelength and the fluorescent wavelength to detect of the excitation light suitable for a diagnosis were peculiar to an organ, in the fluorescent observation apparatus, they had become the component that the organ for an observation is different and that an excitation wavelength and a detection wavelength are every changed, with the conventional apparatus.

However, in order to combine to the organ observed with such a component, to exchange an excitation wavelength and a detection wavelength beforehand and to perform a fluorescent observation, the operation at the

ができないおそれがある。

time of a diagnosis was complicated.

Moreover, when diagnosing, without noticing that an excitation wavelength and a detection wavelength do not adapt to an observed part, there is a possibility that an exact diagnosis cannot be performed.

【0030】

そこで、観察部位を判別してその臓器に適した励起波長及び検出波長を自動的に選択することが可能で、診断時の操作性を向上させると共に観察部位の正確な診断を行うことのできる蛍光観察装置の構成例を実施例として以下に示す。

[0030]

Consequently, it is possible to distinguish an observed part and to choose automatically the excitation wavelength suitable for that organ and a detection wavelength, and while improving the operativity at the time of a diagnosis, it is shown below, doing the example of a component of the fluorescent observation apparatus which can perform an exact diagnosis of an observed part as an example.

【0031】

図3ないし図5は本発明の第2実施例に係り、図3は蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図、図4は検出波長切換え用フィルタを示す構成説明図、図5は励起波長切換え用フィルタを示す構成説明図である。

[0031]

Figs. 3 to 5 relate to the 2nd example of this invention.

Fig. 3 is a component explanatory drawing showing the schematic component of fluorescent observation apparatus. Fig. 4 is a component explanatory drawing showing the filter for detection wavelength switching. Fig. 5 is a component explanatory drawing showing the filter for excitation wavelength switching.

【0032】

図3に示すように、本実施例の蛍光観察装置は、励起光を発生する光源装置31と、光源装置31からの励起光を生体内の観察部位に照射して、励起光による蛍光像を検出し生体外に伝達

[0032]

As shown in Fig. 3, the fluorescent observation apparatus of this example irradiates the excitation light from the light source device 31 which generates excitation light, and the light source device 31, to an observed part in the living body.

する内視鏡 32 と、接続された内視鏡の種類（例えば、上部消化管用、下部消化管用、気管支用等）を検出する内視鏡種類検出手段 33 と、内視鏡種類検出手段 33 からの信号を入力し、接続された内視鏡の種類を判別する内視鏡判別回路 34 と、内視鏡判別回路 34 からの信号により励起波長及び検出波長を決定し、それぞれの波長の切換えを制御する波長切換制御手段 35 と、波長切換制御手段 35 からの信号を受けて蛍光検出波長を切換える検出波長切換手段 36 と、内視鏡 32 で得られた蛍光像を撮影し電気信号に変換するカメラ 37 と、カメラ 37 からの画像信号を処理し蛍光画像を生成する蛍光画像処理部 38 と、蛍光画像処理部 38 により生成された蛍光画像を表示する表示部 39 とを備えて構成されている。

【0033】

内視鏡種類検出手段 33 は、内視鏡 32 の接眼部に設けたバーコードラベル 40 と、このバーコードラベル 40 を読み取るための接眼部に取り付けられるバ

The signal from the endoscope variety detector 33 which detects the varieties (for example, the object for upper-part digestive tracts, the object for lower-part digestive tracts, for bronchi, etc.) of the endoscope 32 which the detection of the fluorescent image by excitation light is performed, and is transmitted to an external, and connected endoscope, and the endoscope variety detector 33 is input.

The signal from the endoscope discrimination circuit 34 which distinguishes the variety of connected endoscope, and the endoscope discrimination circuit 34 decides an excitation wavelength and a detection wavelength.

Wavelength switching control means 35 to control switching of each wavelength, the signal from wavelength switching control means 35 is received. Detection wavelength switching means 36 which switches a fluorescent detection wavelength, the camera 37 which a photograph of the fluorescent image obtained by the endoscope 32 is taken, and is converted into an electrical signal, the fluorescent image-processing part 38 which processes the image signal from a camera 37 and generates a fluorescent image, the display part 39 which displays the fluorescent image generated by the fluorescent image-processing part 38 is provided, and it is comprised.

[0033]

The endoscope variety detector 33 provides the bar-code label 40 provided in the eye-piece part of an endoscope 32, and the bar-code scanner 41 attached in the eye-piece part for reading this bar-code label 40, and is comprised.

ーコードスキャナ 41 とを備えて構成される。

【0034】

検出波長切換手段 36 は、内視鏡 32 から入射する蛍光像を 2 つの光路に分割するダイクロイックミラー 42、ミラー 43 と、検出する蛍光の波長帯域を選択的に透過する検出波長切換フィルタ 44 と、検出波長切換フィルタ 44 を回転駆動するフィルタ駆動部 45 とを備えて構成される。

[0034]

Detection wavelength switching means 36 is provided with the dichroic mirror 42 which divides the fluorescent image which performs incidence, to 2 optical paths, the mirror 43, the detection wavelength switching filter 44 which performs selectively the transmission of the fluorescent wavelength band to detect, and the filter drive part 45 which performs the rotation drive of the detection wavelength switching filter 44, and consists of an endoscope 32.

【0035】

カメラ 37 は、検出波長切換手段 36 から入射する 2 つの蛍光像をそれぞれ増幅するイメージインテンシファイア 16、17 と、イメージインテンシファイア 16 の出力像を撮像する CCD 18 と、イメージインテンシファイア 17 の出力像を撮像する CCD 19 とを備えて構成される。

[0035]

A camera 37 is provided with the image intensifiers 16 and 17 which respectively amplify 2 fluorescent images which perform incidence, CCD 18 which picks up the output image of the image intensifier 16, and CCD 19 which picks up the output image of the image intensifier 17, and consists of detection wavelength switching means 36.

【0036】

光源装置 31 は、数種類の波長を含む光を発生する多波長光源（例えば水銀ランプ等）46 と、出射する励起光の波長帯域を選択的に透過する励起波長切換フィルタ 47 と、励起波長切換フィルタ 47 を回転駆動するフィルタ駆動部 48 とを備えて構成

[0036]

A light source device 31 provides the multiple-wavelength light sources (for example, mercury lamp etc.) 46 which generate the light containing some kinds of wavelengths, the excitation wavelength switching filter 47 which performs selectively the transmission of the wavelength band of the excitation light which radiate, and the filter drive part 48 which

される。

performs the rotation drive of the excitation wavelength switching filter 47, and is comprised.

【0037】

本実施例では、内視鏡32を内視鏡種類検出手段33に接続すると、内視鏡接眼部に取り付けられた内視鏡の種類を示すバーコードラベル40がバーコードスキャナ41により読み取られ、バーコードの情報が内視鏡判別回路34に送られる。内視鏡判別回路34は、前記バーコードの情報より接続された内視鏡の種類を判別して、内視鏡種類の情報を波長切換制御手段35に伝達する。波長切換制御手段35は、判別された内視鏡の種類から観察する臓器に適した検出波長を選択し、検出波長切換手段36内のフィルタ駆動部45に制御信号を送出して検出波長切換フィルタ44を回転させる。

【0038】

検出波長切換フィルタ44は、図4に示すように、円盤状のフィルタ枠に異なる透過波長帯域を持つ6枚のバンドパスフィルタ44a～44fが配設されて構成されており、内視鏡の種類

[0037]

In this example, if an endoscope 32 is connected to the endoscope variety detector 33, the bar-code label 40 in which the variety of endoscope attached in the endoscope eye-piece part is shown will be read with the bar-code scanner 41.

The information on a bar code is sent to the endoscope discrimination circuit 34.

The endoscope discrimination circuit 34 distinguishes the variety of connected endoscope from the information on an above-mentioned bar code.

Information on an endoscope variety is transmitted to wavelength switching control means 35.

Wavelength switching control means 35 chooses the detection wavelength suitable for an organ observed from the variety of distinguished endoscope.

A control signal is sent out to the filter drive part 45 within detection wavelength switching means 36, and the detection wavelength switching filter 44 is made to rotate.

[0038]

The band-pass filters 44a-44f of 6 sheets with the penetrated-wave length band which is different in a disc-shaped filter frame are arranged, and the detection wavelength switching filter 44 is comprised, as shown in Fig. 4.

に応じて、イメージインテンシファイア 16, 17 の前に 44a と 44b の領域、44c と 44d の領域、44e と 44f の領域のいずれかを選択的に配置することで、蛍光像の検出波長帯域を変えることができる。

【0039】

また、前記検出波長帯域の切換えと共に、波長切換制御手段 35 は、判別された内視鏡の種類から観察する臓器に適した励起波長を選択し、光源装置 31 内のフィルタ駆動部 48 に制御信号を送出して励起波長切換フィルタ 47 を回転させる。

【0040】

励起波長切換フィルタ 47 は、図 5 に示すように、円盤状のフィルタ枠に 3 枚の異なる透過波長帯域を持つバンドパスフィルタ 47a, 47b, 47c が配設されて構成されており、内視鏡の種類に応じて、多波長光源 46 の前に 47a, 47b, 47c のいずれかの領域を配置することで、観察部位へ照射する励起波長帯域を変えることができる。

【0041】

このように観察部位に適した励

The detection wavelength band of a fluorescent image is changeable depending on the variety of endoscope arranging selectively the area of 44a and 44b, an area (44c and 44d), or an area (44e and 44f) before the image intensifiers 16 and 17.

[0039]

Moreover, the switching sexagenary cycle of an above-mentioned detection wavelength band chooses the excitation wavelength suitable for the organ which observes wavelength switching control means 35 from the variety of distinguished endoscope.

A control signal is sent out to the filter drive part 48 in a light source device 31, and the excitation wavelength switching filter 47 is made to rotate.

[0040]

The band-pass filters 47a, 47b, and 47c which have the different penetrated-wave length band of 3 sheets in a disc-shaped filter frame are arranged, and the excitation wavelength switching filter 47 is comprised, as shown in Fig. 5.

The excitation wavelength band which irradiates to an observed part is changeable depending on the variety of endoscope arranging the area of 47a, 47b, or 47c before the multiple-wavelength light source 46.

[0041]

Thus after choosing the excitation wavelength

起波長及び検出波長が選択された後、光源装置 31 より励起光が内視鏡 32 のライトガイド 21 に導光され、ライトガイド 21 を通じて観察部位に照射される。観察部位より出た蛍光は、内視鏡 32 のイメージガイド 22 を通じて接眼部まで伝達され、検出波長切換手段 36 に入射される。検出波長切換手段 36 に入射された蛍光像は、ダイクロイックミラー 42, ミラー 43 により透過及び反射して 2 つの光路に分割され、検出波長切換フィルタ 44 中の選択されたいずれかのバンドパスフィルタをそれぞれ透過する。この 2 つの蛍光像は、イメージインテンシファイア 16, 17 によりそれぞれ増幅され、CCD 18, 19 により撮像されてビデオ信号に変換される。

【0042】

CCD 18 及び CCD 19 で得られた 2 つの波長帯域の蛍光像のビデオ信号は、蛍光画像処理部 38 に入力され、蛍光画像処理部 38 において第 1 実施例の画像処理部 4 と同様の演算処理が施されて蛍光観察画像が生成される。そして、蛍光画像処理部 38 の出力が表示部 39 へ送

suitable for an observed part, and a detection wavelength, the light-guide of the excitation light is performed to the light guide 21 of an endoscope 32 from a light source device 31.

It is irradiated at the observed part through a light guide 21.

The fluorescence which came out from the observed part is transmitted to an eye-piece part through the image guide 22 of an endoscope 32.

Incidence is performed to detection wavelength switching means 36.

It transmits and reflects by the dichroic mirror 42 and the mirror 43, and the fluorescent image by which incidence was performed to detection wavelength switching means 36 is divided by 2 optical paths.

The transmission of either of the band-pass filters with which it chose in the detection wavelength switching filter 44 is respectively performed.

These 2 fluorescent images are respectively amplified by the image intensifiers 16 and 17.

CCD 18 and 19 picks up and it converts into a video signal.

[0042]

The video signal of the fluorescent image of two wavelength bands obtained by CCD 18 and CCD 19 is input into the fluorescent image-processing part 38.

In the fluorescent image-processing part 38, the same calculation process as the image-processing part 4 of the 1st example is applied, and a fluorescent observation image is generated.

られ、蛍光観察画像が表示部 39 に表示される。

And, the output of the fluorescent image-processing part 38 is sent to the display part 39.

A fluorescent observation image is displayed by the display part 39.

【0043】

このように本実施例の蛍光観察装置では、接続した内視鏡の用途別の種類を判別することによって観察部位を判別し、観察する臓器に適した励起波長及び検出波長を自動的に選択して切換えることが可能になっており、これにより、複数種類の臓器について各臓器に応じた正確な蛍光診断を煩雑な操作なく行うことができる。

[0043]

Thus in the fluorescent observation apparatus of this example, an observed part is distinguished by distinguishing the variety by the application of the connected endoscope.

It is enabled to choose automatically the excitation wavelength suitable for the organ and the detection wavelength to observe, and to switch it.

Thereby, it can perform without complicated operation of exact fluorescent diagnosis depending on each organ about many variety of organ.

【0044】

なお、内視鏡種類検出手段 33 は、内視鏡のライトガイド部と光源装置との接続部分に設けるようにしても良い。また、バーコードを用いたものに限らず、他の光学的センサによるもの、磁気センサによるもの、機械的な接触によるものなどで内視鏡の種類を判別する構成としても良い。

[0044]

In addition, it may be made to provide the endoscope variety detector 33 in the connection part of the light-guide part of an endoscope, and a light source device.

Moreover, it is sufficient also as a component which distinguishes the variety of endoscope by that which is not restricted to the thing using the bar code, but is based on the other optical sensor, the thing based on a magnetic sensor, the thing based on a mechanical contact.

【0045】

また、検出波長切換フィルタ 44 と励起波長切換フィルタ 47 のバンドパスフィルタの数を変更することで、検出波長及び励

[0045]

Moreover, the number of selection of a detection wavelength and an excitation wavelength is changeable changing the number of the band-pass filters of the detection

起波長の選択数を変えることができる。

【0046】

また、検出波長切換手段と励起波長切換手段は、どちらか一方を備えるだけでも良い。

【0047】

図6は本発明の第3実施例に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図である。第3実施例は、接続された内視鏡の種類と内視鏡挿入部の挿入長とから異なる部位の臓器（食道と胃、直腸と結腸等）を判別可能とした構成例である。

【0048】

図6に示すように、本実施例の蛍光観察装置は、励起光を発生する光源装置51と、内視鏡32の挿入部に取り付けられた挿入部の挿入長を測定するセンサ群52と、センサ群52の出力信号を受けて挿入長を検出する挿入長検出回路53と、内視鏡種類検出手段33と挿入長検出回路53からの情報を基に内視鏡の種類と観察臓器部位を判別する観察部位判別回路54とを備えて構成されている。その他

wavelength switching filter 44 and the excitation wavelength switching filter 47.

[0046]

Moreover, as for detection wavelength switching means and excitation wavelength switching means, it is even sufficient to provide an any one.

[0047]

Fig. 6 is a component explanatory drawing showing the schematic component of the fluorescent observation apparatus based on the 3rd example of this invention.

The 3rd example is an example of a component which enabled discrimination of the organs (an oesophagus, the stomach and the rectum, colon, etc.) of the part which is different from the variety of endoscope and the insertion length of the endoscope insertion part which were connected.

[0048]

It is with the sensor group 52 which measures the insertion length of the light source device 51 in which the fluorescent observation apparatus of this example generates excitation light as shown in Fig. 6, and the insertion part attached in the insertion part of an endoscope 32. The output signal of the sensor group 52 is received. The insertion-length detector circuit 53 which detects an insertion length, the endoscope variety detector 33 and the observed part discrimination circuit 54 which distinguishes the variety and the observation organ part of an endoscope to a group the information from the

の部分の構成は前記第2実施例と同様であり、同一構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

【0049】

光源装置51は、異なる波長の光を発生する3つのレーザA55、レーザB56、レーザC57と、前記レーザからの3つの光のうちいずれか1つの光を内視鏡32のライトガイド21へ導くための可動ミラー58、可動ミラー59、ミラー60と、前記可動ミラー58、59を駆動する可動ミラー駆動部61とを備えて構成される。

【0050】

内視鏡32を内視鏡種類検出手段33に接続すると、第2実施例と同様に、バーコードスキャナ41によりバーコードの情報が読み取られ、観察部位判別回路54に送られて接続された内視鏡の種類が判別される。そして、この内視鏡種類判別結果を基に、波長切換制御手段35により検出波長切換手段36内のフィルタ駆動部45を介して検出波長切換フィルタ44が駆動制御されて検出波長が切換えられる。

insertion-length detector circuit 53 are provided, and it is comprised.

The component of other parts is the same as that of the 2nd above-mentioned example.

An identical symbol is given to an identical component and explanation is abridged.

[0049]

A light source device 51 is with the three laser A55 which generates the light of a different wavelength, the laser B56, and the laser C57. The movable mirror 58 for guiding any 1 light to the light guide 21 of an endoscope 32 among the three lights from an above-mentioned laser, the movable mirror 59, the mirror 60, and the movable mirror drive part 61 which drives the above-mentioned movable mirrors 58 and 59 are provided, and it is comprised.

[0050]

If an endoscope 32 is connected to the endoscope variety detector 33, the information on a bar code will be read with the bar-code scanner 41 as the 2nd example.

The variety of endoscope which was sent to the observed part discrimination circuit 54, and was connected is distinguished.

And, in this endoscope variety discrimination result, the drive control of the detection wavelength switching filter 44 is performed by wavelength switching control means 35 via the filter drive part 45 within detection wavelength switching means 36, and a detection wavelength is switched to a group.

【0051】

また、波長切換制御手段35によって、光源装置51内の可動ミラー駆動部61に制御信号が送られて可動ミラー58及び59が駆動制御され、レーザA55、レーザB56、レーザC57のうち観察臓器に適した波長のレーザが選択されて内視鏡32のライトガイド21に照射される。

【0052】

次に、内視鏡32の挿入部を患者体腔内に挿入すると、挿入部に設けたセンサ群52の各光センサにより挿入部周囲の明るさが感知され、各光センサの出力が挿入長検出回路53へ送られる。挿入長検出回路53は、明るさを感知していない光センサが挿入部先端側から何番目まであるかを検出することによって挿入部の挿入長を検出する。観察部位判別回路54は、挿入長検出結果を基に、内視鏡32が観察している部位を予測し、観察部位の情報を波長切換制御手段35に伝達する。例えば、内視鏡の種類が上部消化管の場合には、挿入長より観察部位が食道、胃などのいずれであるかを判断する。そして、観察部位検出結果を基に、波長切換制御手段35により検出波長及び励起波長が再び切換えられる。

[0051]

Moreover, a control signal is sent to the movable mirror drive part 61 in a light source device 51, and the drive control of the movable mirrors 58 and 59 is performed by wavelength switching control means 35.

The laser of the wavelength suitable for an observation organ is chosen among a laser A55, the laser B56, and the laser C57, and it is irradiated by the light guide 21 of an endoscope 32.

[0052]

Next, if the insertion part of an endoscope 32 is inserted in a patient intra-corporeal, the brightness of the perimeter of an insertion part will be detected by each optical sensor of the sensor group 52 provided in the insertion part.

The output of each optical sensor is sent to the insertion-length detector circuit 53.

The insertion-length detector circuit 53 detects the insertion length of an insertion part by detecting from an insertion-part end side to whatever position the optical sensor which does not detect a brightness is.

The observed part discrimination circuit 54 estimates the part to which an endoscope 32 is observing an insertion-length detection result to a group.

Information on an observed part is transmitted to wavelength switching control means 35.

For example, when the variety of endoscope is an object for upper-part digestive tracts, it judges whether an observed part is an oesophagus or the stomach from an insertion

length. And, a detection wavelength and an excitation wavelength are again switched to a group by wavelength switching control means 35 in an observed part detection result.

【0053】

以降の蛍光像の撮影及び蛍光観察画像の生成に関する動作は、前記第2実施例と同様に行われ、表示部39に蛍光観察画像が表示される。

[0053]

An operation which relates to photography of a subsequent fluorescent image and generation of a fluorescent observation image is performed as the 2nd above-mentioned example. A fluorescent observation image is displayed by the display part 39.

【0054】

このように本実施例によれば、内視鏡挿入部の挿入長を検出することにより、観察臓器を予測できるため、蛍光観察に適した励起波長、検出波長が、同一の内視鏡で観察できる臓器毎（胃と食道、結腸と直腸等）に異なる場合でも、各臓器部位に適した励起波長及び検出波長を自動的に選択でき、診断時の作業性が良好で、かつ観察部位に応じた正確な蛍光診断を行うことができる。

[0054]

Thus since an observation organ can be estimated by detecting the insertion length of an endoscope insertion part according to this example, even when different for every (the stomach, an oesophagus and the colon, rectum, etc.) organ which the excitation wavelength suitable for a fluorescent observation and a detection wavelength can observe by the identical endoscope, the excitation wavelength suitable for each organ part and a detection wavelength can be chosen automatically. Operativity at the time of a diagnosis can perform exact fluorescent diagnosis depending on the observed part favourable.

【0055】

なお、本実施例で用いた光源装置51は、図3に示した第2実施例の光源装置31と交換可能である。

[0055]

In addition, the light source device 51 used in this example is as exchangeable as the light source device 31 of the 2nd example shown in Fig. 3.

【0056】

また、本実施例においても、内視鏡種類検出手段33は、内視鏡のライトガイド部と光源装置との接続部分に設けるようにしても良い。

【0057】

また、センサ群は、光センサの代わりに圧力センサを設け、圧力センサにより圧力がかかっているか否かで挿入長を判別する構成としても良い。また、図6には6個のセンサを示したが、センサの数はこれより多くても少なくても良い。

【0058】

図7は本発明の第4実施例に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図である。第4実施例は、蛍光観察画像から観察臓器を判別し、その臓器に適した励起波長及び検出波長を選別するようにした構成例である。

【0059】

図7に示すように、本実施例の蛍光観察装置は、励起光を発生する光源装置51と、励起光を生体内の観察部位に照射して励起光による蛍光像を得る内視鏡2と、内視鏡2の接眼部に取り付けられ、蛍光検出波長を切換

[0056]

Moreover, also in this example, it may be made to provide the endoscope variety detector 33 in the connection part of the light-guide part of an endoscope, and a light source device.

[0057]

Moreover, a sensor group provides a pressure sensor instead of an optical sensor.

It is sufficient also as a component which distinguishes an insertion length by whether the pressure is applied by the pressure sensor.

Moreover, 6 sensors were shown in Fig. 6.

However, even when there is many number of sensors from this, they is sufficient at least.

[0058]

Fig. 7 is a component explanatory drawing showing the schematic component of the fluorescent observation apparatus based on the 4th example of this invention.

The 4th example distinguishes an observation organ from a fluorescent observation image.

It is the example of a component which was made to sort the excitation wavelength suitable for that organ, and a detection wavelength.

[0059]

Install the fluorescent observation apparatus of this example among the eye-piece part of the light source device 51 which generates excitation light, the endoscope 2 which irradiates excitation light to an observed part in the living body, and obtains the fluorescent image by excitation light, and the endoscope 2

える検出波長切換手段 36 と、内視鏡 2 で得られた蛍光像を撮影するカメラ 37 と、カメラ 37 からの画像信号を処理し蛍光画像を生成する蛍光画像処理部 38 と、蛍光観察画像を表示する表示部 39 とを備えると共に、蛍光画像処理部 38 からの蛍光観察画像を基に画像の特徴を認識する画像認識部 65 と、認識された画像から観察部位を判別する観察部位判別回路 66 と、観察部位判別回路 66 からの信号により励起波長及び検出波長を決定し、それぞれの波長の切換えを制御する波長切換制御手段 35 とを備えて構成されている。

【0060】

本実施例では、まず、任意の励起波長及び検出波長で励起光の照射及び蛍光像の撮影を行い、蛍光画像処理部 38 で体腔内観察部位の蛍光観察画像を生成する。生成された蛍光観察画像は画像認識部 65 に伝達される。

【0061】

画像認識部 65 は、ニューラル

to be shown in Fig. 7.

Detection wavelength switching means 36 which switches a fluorescent detection wavelength, and the camera 37 which takes a photograph of the fluorescent image obtained by the endoscope 2, the fluorescent image-processing part 38 which processes the image signal from a camera 37 and generates a fluorescent image, the display part 39 which displays a fluorescent observation image is provided. Also, the image recognition part 65 which recognises the characteristic of an image to a group the fluorescent observation image from the fluorescent image-processing part 38, the signal from the observed part discrimination circuit 66 which distinguishes an observed part, and the observed part discrimination circuit 66 decides an excitation wavelength and a detection wavelength from the recognised image. Wavelength switching control means 35 to control switching of each wavelength is provided, and it is comprised.

[0060]

Irradiation of excitation light and photography of a fluorescent image are performed on excitation wavelengths first arbitrary in this example, and a detection wavelength.

The fluorescent observation image of an intra-corporeal observed part is generated in the fluorescent image-processing part 38.

The generated fluorescent observation image is transmitted to the image recognition part 65.

[0061]

By the Perceptron using the neural network,

ネットを用いたパーセプトロンとか、Back Propagation 法（以下略してBP法と称する）等の画像パターン認識法により、蛍光観察画像から食道、胃、大腸、気管支等の臓器を認識できるように、予め各臓器の観察画像を使用して学習させており、各臓器の画像の特徴が記憶されている。そして、画像認識部65は、蛍光画像処理部38より伝達された蛍光観察画像の各画素毎の信号に重み付けをし、その総和をとることで画像パターンを認識する。

【0062】

例えば、食道においては、管腔であるため観察画像は中央付近になるにしたがい暗くなる。一方、胃においては、観察画像は全体的に明るいか一方側が暗いなど、食道とは画像パターンが明らかに異なる。そこで本実施例では、このような画像の違いを、パーセプトロンとかBP法等を用いて画像パターン認識を行うことによって判別し、観察している臓器を判別する。

【0063】

画像認識部65で認識された画像パターン信号は、観察部位判別回路66に送られ、観察部位判別回路66において画像パタ

and pictorial-pattern-recognition methods, such as Back Propagation method (it omits below and BP method is referred to), the image recognition part 65 is used and performs beforehand the learning of the observation image of each organ so that organs, such as an oesophagus, the stomach, large intestine, and a bronchus, can be recognised from a fluorescent observation image.

The characteristic of the image of each organ is stored. And, the image recognition part 65 makes a weighting to the signal for every pixel of the fluorescent observation image transmitted from the fluorescent image-processing part 38. An image pattern is recognised by taking that summation.

[0062]

For example, in an oesophagus, since it is a tubular cavity, an observation image becomes dark as it becomes near a centre.

On the one side, in the stomach, an image pattern is clearly different from oesophagi, that is, one side is dark etc. in whether an observation image is entirely bright.

Consequently in this example, such a difference of an image is distinguished by performing pictorial pattern recognition using a Perceptron, BP method, etc. The organ currently being observed is distinguished.

[0063]

The image pattern signal recognised in the image recognition part 65 is sent to the observed part discrimination circuit 66.

In the observed part discrimination circuit 66,

ーンより観察臓器が判別される。この観察臓器の情報は、波長切換制御手段 35 に伝達され、前述の実施例と同様に観察する臓器に適した励起波長及び検出波長に切換えられる。

an observation organ is distinguished from an image pattern.

Information on this observation organ is transmitted to wavelength switching control means 35. It is switched to the excitation wavelength suitable for the organ and the detection wavelength which are observed as the above-mentioned example.

【0064】

以降の蛍光像の撮影及び蛍光観察画像の生成に関する動作は、前記第 2 実施例と同様に行われ、表示部 39 に蛍光観察画像が表示される。

[0064]

An operation which relates to photography of a subsequent fluorescent image and generation of a fluorescent observation image is performed as the 2nd above-mentioned example. A fluorescent observation image is displayed by the display part 39.

【0065】

このように本実施例によれば、蛍光観察画像の画像パターンを認識することで自動的に観察臓器を判別することができるため、煩雑な作業なしに各臓器部位に適した励起波長及び検出波長を選択でき、観察部位に応じた正確な蛍光診断を行うことができる。

[0065]

Thus since an observation organ can be automatically distinguished by recognising the image pattern of a fluorescent observation image according to this example, the excitation wavelength suitable for each organ part and a detection wavelength can be chosen without complicated work. Exact fluorescent diagnosis can be performed depending on the observed part.

【0066】

なお、画像認識部 65 において行う画像パターン認識は、白色光源を用いた通常観察時に行うようにしても良い。

[0066]

In addition, it may be made to perform pictorial pattern recognition performed in the image recognition part 65 at the time of the usual observation using the white light source.

【0067】

次に、第 5 実施例として、光源

[0067]

Next, as the 5th example, a measurement of

のレーザ出力の測定及び記録が可能な蛍光観察装置の構成例を説明する。図 8 は本発明の第 5 実施例に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図である。

【 0 0 6 8 】

本実施例の蛍光観察装置は、励起光を発生する光源装置 7 1 と、励起光を生体内の観察部位に照射して励起光による蛍光像を得る内視鏡 2 と、内視鏡 2 で得られた蛍光像を撮影するカメラ 7 2 と、カメラ 7 2 からの画像信号を処理し蛍光観察画像を生成する蛍光画像処理部 7 3 と、蛍光観察画像を表示する表示部 3 9 とを備えると共に、蛍光観察画像を記録するビデオテープレコーダ (VTR) 7 4 と、患者情報を記録するデータレコーダ 7 5 とを備えて構成されている。

【 0 0 6 9 】

光源装置 7 1 は、励起光としてレーザ光を発生する励起用レーザ 7 6 と、励起用レーザ 7 6 からのレーザ光を 2 方向に分割するハーフミラー 7 7 と、分割された一方のレーザ光を検出する光センサ 7 8 と、光センサ 7 8

the laser output of a light source, And the example of a component of recordable fluorescent observation apparatus is explained.

Fig. 8 is a component explanatory drawing showing the schematic component of the fluorescent observation apparatus based on the 5th example of this invention.

[0068]

The fluorescent observation apparatus of this example is with the light source device 71 which generates excitation light, and the endoscope 2 which irradiates excitation light to an observed part in the living body, and obtains the fluorescent image by excitation light. The camera 72 which takes a photograph of the fluorescent image obtained by the endoscope 2, the fluorescent image-processing part 73 which processes the image signal from a camera 72 and generates a fluorescent observation image, and the display part 39 are provided. Also, the video tape recorder (VTR) 74 which records a fluorescent observation image, and the data recorder 75 which records patient information are provided, and it is comprised.

[0069]

As excitation light, a light source device 71 provides the output measuring device 79 which measures a laser output, and consists of the laser for excitation 76 which generates a laser light, the one-way mirror 77 which divides the laser light from the laser for excitation 76 in the 2 directions, the optical sensor 78 which detect

で検出された光量よりレーザ出力を測定する出力測定器 7 9 とを備えて構成される。

【 0 0 7 0 】

蛍光画像処理部 7 3 は、蛍光観察画像を生成するイメージプロセッサ 8 0 と、生成された蛍光観察画像にレーザ光の出力データを重ね合わせるスーパーインポーズ部 8 1 と、光源装置 7 1 から送られてくるレーザ光の出力データをデータレコーダ 7 5 とスーパーインポーズ部 8 1 とに送るコンピュータ 8 2 とを備えて構成される。

【 0 0 7 1 】

光源装置 7 1 において、励起用レーザ 7 6 から射出したレーザ光は、ハーフミラー 7 7 を通過して内視鏡のライトガイド 2 1 に導光されると共に、ハーフミラー 7 7 により反射されて光センサ 7 8 に入射する。光センサ 7 8 において、入射したレーザ光の光量が検出され、この検出光量を基に出力測定器 7 9 によって励起用レーザ 7 6 のレーザ出力が測定される。

【 0 0 7 2 】

測定されたレーザ出力データは、蛍光画像処理部 7 3 に送られ、コンピュータ 8 2 を介してスーパーインポーズ部 8 1 に入

one divided laser light, and the quantity of light which were detected by the optical sensor 78.

[0070]

A fluorescent image-processing part 73 provides the image processor 80 which generates a fluorescent observation image, the superimpose part 81 which piles up the output data of a laser light up on top of the generated fluorescent observation image, and the computer 82 which send the output data of a laser light sent from a light source device 71 to the data recorder 75 and a superimpose part 81, and is comprised.

[0071]

While the laser light which radiated from the laser for excitation 76 bypasses a one-way mirror 77 and a light-guide is performed to the light guide 21 of an endoscope, in a light source device 71, a one-way mirror 77 reflects and incidence of it is performed to an optical sensor 78. In an optical sensor 78, the quantity of light of an incident laser light is detected.

A group measures the laser output of the laser for excitation 76 by the output measuring device 79 in this detection quantity of light.

[0072]

The laser output data which it measured are sent to the fluorescent image-processing part 73. It overlaps with the fluorescent observation image which was input into the superimpose

力されてイメージプロセッサ 80 で生成された蛍光観察画像と重ね合わされ、VTR 74 に記録される。また、このレーザ出力データは、コンピュータ 82 よりデータレコーダ 75 にも送られ、患者情報と共に記録される。なお、スーパーインポーズ部 81 でレーザ出力データを重畳した蛍光観察画像を表示部 39 に出力して表示することもできる。

【0073】

このように本実施例によれば、レーザ出力データをコンピュータを通じ自動的に記録するようにしているため、煩雑な操作なく簡単で、かつ、入力ミスなくデータを記録することができる。

【0074】**【付記】**

以上詳述したように本発明の実施態様によれば、以下のような構成を得ることができる。すなわち、

(1) 体腔内組織を照明する照明光を発生する光源と、前記組織からの前記照明光の反射により得られる通常画像と前記組織を前記照明光により励起して得られる蛍光像とをそれぞれ撮

part 81 via the computer 82, and was generated by the image processor 80.

VTR 74 records.

Moreover, this laser output data is sent also to the data recorder 75 from a computer 82.

It records with patient information.

In addition, in the superimpose part 81, the fluorescent observation image which superimposed laser output data is outputted to the display part 39, and can also be displayed.

[0073]

Thus according to this example, in order to record laser output data automatically through a computer, data can be recorded without an input mistake simply without complicated operation.

[0074]**[Additional remark]**

According to the embodiment of this invention, the following components can be obtained as explained in full detail above.

That is, it becomes as follows.

(1) Image-pick-up means to respectively pick up the light source which generates the illumination light which illuminates intracorporeal tissue, the usual image obtained by the reflection of the above-mentioned illumination light from an above-mentioned

像する撮像手段と、を有する蛍光観察装置において、前記光源は、前記蛍光像の属する波長帯域と前記通常画像を構成する波長帯域とが互いに分離するような波長の照明光を発生してなることを特徴とする蛍光観察装置。

tissue, and the fluorescent image which excites an above-mentioned tissue by the above-mentioned illumination light, and is obtained, in the fluorescent observation apparatus which has these, an above-mentioned light source generates the illumination light of the wavelength which the wavelength band where an above-mentioned fluorescent image belongs, and the wavelength band which comprises an above-mentioned usual image separate mutually.

Fluorescent observation apparatus characterised by the above-mentioned.

【0075】

(2) 前記光源は3原色のレーザ光である照明光を発生するRGB光源であることを特徴とする付記1に記載の蛍光観察装置。

[0075]

(2) An above-mentioned light source is a RGB light source which generates the illumination light which is a laser light of a three primary colours.

Fluorescent observation apparatus described in additional remark 1 characterised by the above-mentioned.

【0076】

付記2の構成のように、RGB光源により、通常画像を得るための3原色の照明光と、体腔内組織を励起し蛍光を発生させるための前記3原色の照明光の波長帯域のうちいずれかに属する励起光とを発生し、前記蛍光像の属する波長帯域と前記通常画像を構成する波長帯域とが互いに分離するようにして両画像を撮像することにより、光源や撮像手段を切換えることなく蛍光

[0076]

Such as the component of additional remark 2, the excitation light which perform a genus to either among the wavelength bands of the illumination light of the three primary colours for obtaining a usual image and the illumination light of the above-mentioned three primary colours for exciting intra-corporeal tissue and generating a fluorescence are generated with RGB light source.

An apparatus component can reduce in size, since the component of a light source can simplify, without providing especially the light

像と通常画像を同時に得ることが可能であると共に、励起光発生用の光源を特に設けずに光源の構成を簡略化できるため装置構成を小型化できる。

source for excitation-light generating while it is possible to obtain simultaneously a fluorescent image and a fluorescent usual image, without switching a light source and image-pick-up means when they pick up a both image, as the wavelength band where an above-mentioned fluorescent image belongs, and the wavelength band which comprise an above-mentioned usual image separate mutually.

【 0 0 7 7 】

(3) 前記光源は、前記体腔内組織を励起し蛍光を発生させるための励起光である照明光を発生させるレーザ光源と、前記通常画像を得るための3原色のレーザ光である照明光を発生させるRGB光源と、を備えることを特徴とする付記1に記載の蛍光観察装置。

[0077]

(3) Above-mentioned light sources are the laser light source which generates the illumination light which is excitation light for exciting an above-mentioned intra-corporeal tissue and generating a fluorescence, and a RGB light source made to generate the illumination light which is a laser light of the three primary colours for obtaining an above-mentioned usual image. These are equipped.

Fluorescent observation apparatus described in additional remark 1 characterised by the above-mentioned.

【 0 0 7 8 】

付記3の構成のように、レーザ光源より発生する励起光の波長帯域と、RGB光源より発生する3原色の照明光の波長帯域と、撮像手段において検出する複数の特定波長帯域からなる蛍光像の波長帯域とが、互いに重なり合わないようにすることにより、蛍光像の属する波長帯域と通常画像を構成する波長帯域とが互いに分離され、光源や撮

[0078]

Such as the component of additional remark 3, in the wavelength band of the excitation light generated from a laser light source, the wavelength band of the illumination light of the three primary colours generated from RGB light source, and image-pick-up means, the wavelength band where a fluorescent image belongs when the wavelength bands of the fluorescent image which becomes from the several specific wavelength band to detect are made not to overlap mutually, and the

像手段を切換えることなく蛍光像と通常画像を同時に得ることができる。

wavelength band which comprises a usual image are separated mutually.

A fluorescent image and a fluorescent usual image can be obtained simultaneously, without switching a light source and image-pick-up means.

【0079】

(4) 前記蛍光像は特定の波長帯域に属する複数の特定波長蛍光像からなり、前記撮像手段は、前記複数の特定波長蛍光像を分離して撮像することを特徴とする付記1に記載の蛍光観察装置。

[0079]

(4) An above-mentioned fluorescent image consists of the several specific wavelength fluorescence image belonging to a specific wavelength band, and above-mentioned image-pick-up means separates and picks up these specific wavelength fluorescence images.

Fluorescent observation apparatus described in additional remark 1 characterised by the above-mentioned.

【0080】

(5) 前記撮像手段により撮像する蛍光像の特定波長帯域は、赤の領域と緑の領域に分布を持つことを特徴とする付記4に記載の蛍光観察装置。

[0080]

(5) The specific wavelength band of the fluorescent image picked up by above-mentioned image-pick-up means has a distribution in a red area and a green area.

Fluorescent observation apparatus described in additional remark 4 characterised by the above-mentioned.

【0081】

(6) 体腔内組織を励起し蛍光を発生させるための励起光を発生する光源と、前記励起光を体腔内組織に導光し、前記励起光により発生した組織からの蛍光像を伝達する内視鏡と、前記光源より出射する励起光の波長帯域を選択的に切換える励起波

[0081]

(6) Perform the light-guide of the above-mentioned excitation light to the light source which generates the excitation light for exciting intra-corporeal tissue and generating a fluorescence at intra-corporeal tissue.

The endoscope which transmits the fluorescent image from the tissue generated by above-mentioned excitation light, Excitation

長切換え手段と、前記内視鏡により伝達される蛍光像から特定の波長帯域を選択的に切換えて検出する検出波長切換え手段と、前記蛍光像の特定波長帯域と前記励起光の波長帯域とを選択する波長選択手段と、前記波長選択手段からの情報を受け、観察部位に応じて前記蛍光像の特定波長帯域と前記励起光の波長帯域の少なくとも一方の波長を切換える波長切換え制御手段と、を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

wavelength switching means which switches selectively the wavelength band of the excitation light which radiate from an above-mentioned light source, Detection wavelength switching means to switch a specific wavelength band selectively and to detect it from the fluorescent image transmitted by the above-mentioned endoscope, the information from wavelength-selection means to choose the specific wavelength band of an above-mentioned fluorescent image and the wavelength band of above-mentioned excitation light, and above-mentioned wavelength-selection means is received.

Wavelength switching control means which switches at least one wavelength of the specific wavelength band of an above-mentioned fluorescent image, and the wavelength band of above-mentioned excitation light depending on an observed part, these were provided.

Fluorescent observation apparatus characterised by the above-mentioned.

【0082】

付記6の構成によれば、観察する臓器に合わせて、自動的に励起波長及び検出波長を各臓器の蛍光観察に適した波長に切換えることができ、煩雑な波長切換えの操作を行う必要がなく、正確な蛍光診断を行うことが可能となる。

[0082]

According to the component of additional remark 6, it can combine to the organ to observe and an excitation wavelength and a detection wavelength can be automatically switched to the wavelength suitable for a fluorescent observation of each organ.

Complicated wavelength switching does not need to be operated and exact fluorescent diagnosis can be performed.

【0083】

(7) 前記波長選択手段は、

[0083]

(7) Above-mentioned wavelength-selection

前記内視鏡の種類を判別する内視鏡種類判別手段である付記 6 に記載の蛍光観察装置。

means is fluorescent observation apparatus described in the additional remark 6 which is endoscope variety discrimination means to distinguish the variety of above-mentioned endoscope.

【 0 0 8 4 】

(8) 前記波長選択手段は、前記内視鏡により観察している臓器を判別する観察部位判別手段である付記 6 に記載の蛍光観察装置。

[0084]

(8) Above-mentioned wavelength-selection means is fluorescent observation apparatus described in the additional remark 6 which is observed part discrimination means to distinguish the organ currently observed by the above-mentioned endoscope.

【 0 0 8 5 】

(9) 前記観察部位判別手段は、前記内視鏡により得られる観察画像を基に画像認識を行い、前記観察画像中の臓器を判別する画像認識手段である付記 8 に記載の蛍光観察装置。

[0085]

(9) Above-mentioned observed part discrimination means performs image recognition of the observation image obtained by the above-mentioned endoscope at a group. Fluorescent observation apparatus described in the additional remark 8 which is image recognition means to distinguish the organ in an above-mentioned observation image.

【 0 0 8 6 】

(1 0) 前記観察部位判別手段は、前記内視鏡の種類を判別する内視鏡種類判別手段と、前記内視鏡の挿入部の生体内挿入長を検出する挿入長検出手段と、を有して構成される付記 8 に記載の蛍光観察装置。

[0086]

(10) Above-mentioned observed part discrimination means is endoscope variety discrimination means to distinguish the variety of above-mentioned endoscope, and an insertion-length detector which detects the insertion length of the insertion part of an above-mentioned endoscope in the living body. Fluorescent observation apparatus described in the additional remark 8 comprised by having these.

【 0 0 8 7 】

[0087]

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、通常観察画像と蛍光観察画像を、光源や撮像手段を切換えることなく、両方同時にリアルタイム表示することができ、両画像にズレがなくかつ明るい画像を得ることが可能となる効果がある。

[EFFECT OF THE INVENTION]

As explained above, according to this invention, the real-time display of a usual observation image and the fluorescent observation image can both be performed simultaneously, without switching a light source and image-pick-up means.

There is no offset in either image. And it is effective in the ability of a bright image to be obtained.

【図面の簡単な説明】

[BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]

【図 1】

本発明の第 1 実施例に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図

[FIGURE 1]

Component explanatory drawing showing the schematic component of the fluorescent observation apparatus based on the 1st example of this invention

【図 2】

第 1 実施例の構成における観察部位へ照射する各照明光及び生体組織から検出される蛍光の波長帯域と各フィルタの透過波長特性との関係を示す特性図

[FIGURE 2]

The characteristic view showing the relationship of the fluorescent wavelength band and the penetrated-wave length characteristic of each filter which are detected from each illumination light and the organism tissue which irradiate to the observed part in the component of the 1st example

【図 3】

本発明の第 2 実施例に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図

[FIGURE 3]

Component explanatory drawing showing the schematic component of the fluorescent observation apparatus based on the 2nd

example of this invention

【図 4】

第 2 実施例において設けられる
検出波長切換え用フィルタを示
す構成説明図

[FIGURE 4]

Component explanatory drawing showing the
filter for detection wavelength switching
provided in the 2nd example

【図 5】

第 2 実施例において設けられる
励起波長切換え用フィルタを示
す構成説明図

[FIGURE 5]

Component explanatory drawing showing the
filter for excitation wavelength switching
provided in the 2nd example

【図 6】

本発明の第 3 実施例に係る蛍光
観察装置の概略構成を示す構成
説明図

[FIGURE 6]

Component explanatory drawing showing the
schematic component of the fluorescent
observation apparatus based on the 3rd
example of this invention

【図 7】

本発明の第 4 実施例に係る蛍光
観察装置の概略構成を示す構成
説明図

[FIGURE 7]

Component explanatory drawing showing the
schematic component of the fluorescent
observation apparatus based on the 4th
example of this invention

【図 8】

本発明の第 5 実施例に係る蛍光
観察装置の概略構成を示す構成
説明図

[FIGURE 8]

Component explanatory drawing showing the
schematic component of the fluorescent
observation apparatus based on the 5th
example of this invention

【符号の説明】

- 1…光源装置
- 2…内視鏡
- 3…カメラ
- 4…画像処理部
- 5…表示部

[EXPLANATION OF DRAWING]

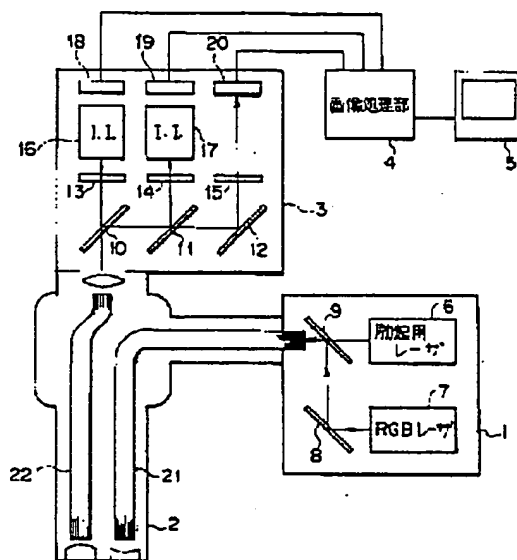
- 1... Light Source Device
- 2... Endoscope
- 3... Camera
- 4... Image-Processing Part
- 5... Display Part

- | | |
|------------------------|--------------------------------|
| 6...励起用レーザ | 6... Laser for Excitation |
| 7...RGBレーザ | 7...RGB Laser |
| 13, 14...バンドパスフィルタ | 13 and 14... Band-pass filter |
| 15...レーザカットフィルタ | 15... Laser Cut Filter |
| 16, 17...イメージインテンシファイア | 16 and 17... Image intensifier |
| 18, 19, 20...CCD | 18, 19, 20...CCD |

【図1】

[FIGURE 1]

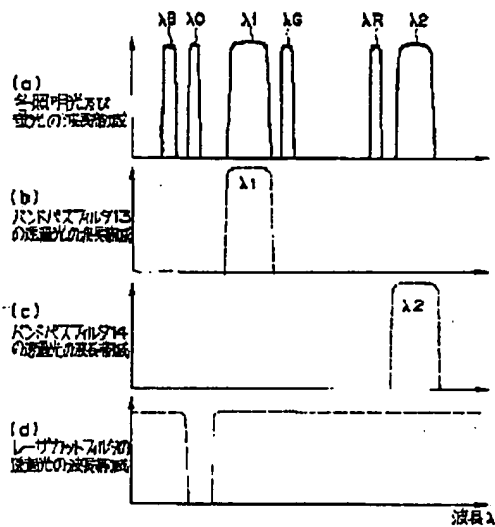
| | |
|---|-----------------------|
| 4 | Image Processing Part |
| 6 | Excitation Laser |
| 7 | RGB Laser |



【図2】

[FIGURE 2]

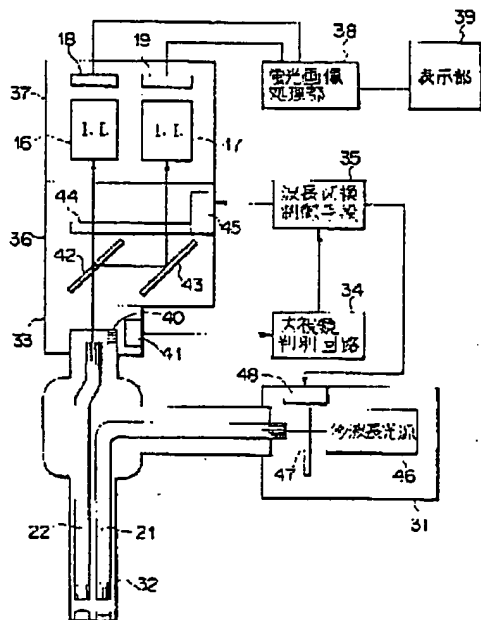
| | |
|----------------------|--|
| (a) | Wavelength Bandwidth of Illuminated Light and Fluorescent Light respectively |
| (b) | Wavelength Bandwidth of Permeable Light of Bandpass Filter 13 |
| (c) | Wavelength Bandwidth of Permeable Light of Bandpass Filter 14 |
| (d) | Wavelength Bandwidth of Permeable Light of Laser Cut Filter |
| Wavelength λ | |



【図 3】

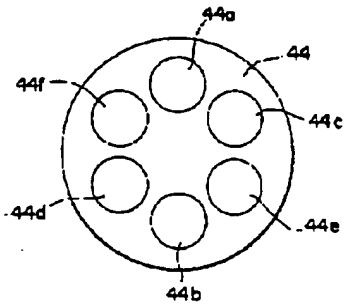
[FIGURE 3]

| | |
|---------------------------------------|----------------------------------|
| 38 Fluorescent Image Processing Part | 39 Display Part |
| 35 Wavelength Switching Control Means | 46 Multi-Wavelength Light Source |
| 34 Endoscope Judging Circuit | |



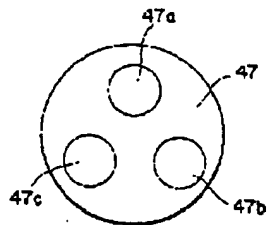
【図 4】

[FIGURE 4]



【図 5】

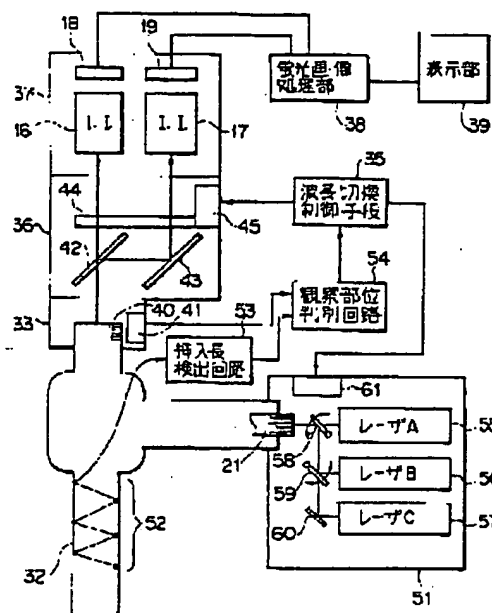
[FIGURE 5]



【図 6】

[FIGURE 6]

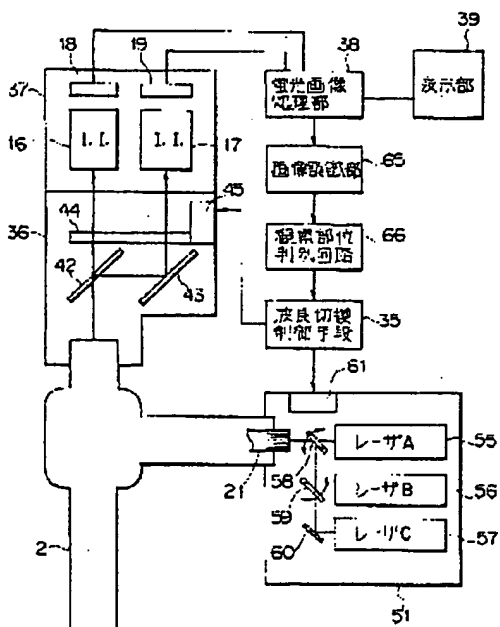
| | |
|---|----------------------------------|
| 38 Fluorescent Image Processing Part | 39 Display Part |
| 35 Wavelength Switching Control Means | 54 Observed Part Judging Circuit |
| 53 Length of Insertion Detector Circuit | 55 Laser A |
| 56 Laser B | 57 Laser C |



【圖 7】

[FIGURE 7]

| | | | |
|----|------------------------------------|----|-------------------------------|
| 38 | Fluorescent Image Processing Part | 39 | Display Part |
| 65 | Image Recognition Part | 66 | Observed Part Judging Circuit |
| 35 | Wavelength Switching Control Means | 55 | Laser A |
| 56 | Laser B | 57 | Laser C |



DERWENT TERMS AND CONDITIONS

Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page:

["WWW.DERWENT.CO.UK"](http://WWW.DERWENT.CO.UK) (English)

["WWW.DERWENT.CO.JP"](http://WWW.DERWENT.CO.JP) (Japanese)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

| (51)Int.Cl. ⁶ | 識別記号 | 庁内整理番号 | F I | 技術表示箇所 |
|--------------------------|------|--------|---------|--------------|
| A 6 1 B | 1/00 | 3 0 0 | A 6 1 B | 1/00 3 0 0 T |
| | 1/06 | | | 1/06 B |
| | 5/00 | 1 0 1 | | 5/00 1 0 1 A |

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全 10 頁)

(21)出願番号 特願平7-35444

(22)出願日 平成7年(1995)2月23日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

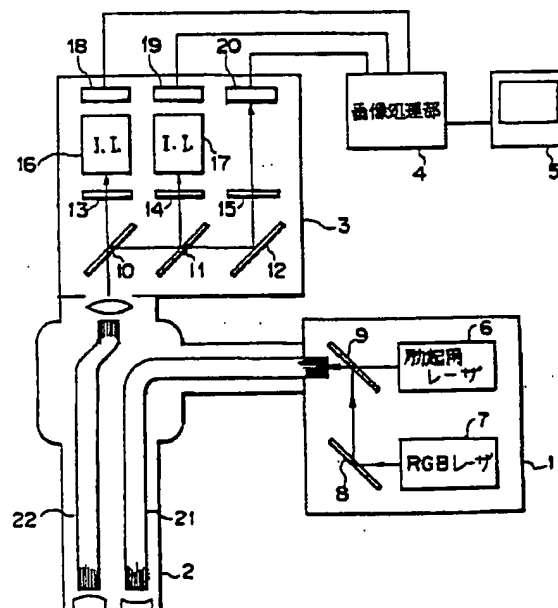
(74)代理人 弁理士 伊藤 進

(54)【発明の名称】 蛍光観察装置

(57)【要約】

【目的】 通常観察画像と蛍光観察画像を光源や撮像手段を切換えることなく両方同時にリアルタイム表示可能にする。

【構成】 光源装置1は、蛍光観察用の励起光を発生する励起用レーザ6と通常観察用のRGB光を発生するRGBレーザ7とを有しており、励起光及びRGB光は1つの光軸となって内視鏡2を介して観察部位へ照射される。観察部位の蛍光像及び通常像は、内視鏡2を介してカメラ3に入射され、3つの光路に分割されて各々バンドパスフィルタ13、14、及びレーザカットフィルタ15を透過し、 $\lambda 1$ 及び $\lambda 2$ の波長帯域の蛍光像と通常像とが撮像され、画像処理部4で蛍光観察画像及び通常観察画像が生成される。ここで、励起光及びRGBの各色光の波長帯域と、検出する蛍光の波長帯域 $\lambda 1$ 及び $\lambda 2$ とは、それぞれ重なり合う波長帯域を持たないように各帯域が設定されている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 体腔内組織を照明する照明光を発生する光源と、

前記組織からの前記照明光の反射により得られる通常画像と前記組織を前記照明光により励起して得られる蛍光像とをそれぞれ撮像する撮像手段と、を有する蛍光観察装置において、

前記光源は、前記蛍光像の属する波長領域と前記通常画像を構成する波長領域とが互いに分離するような波長の照明光を発生してなることを特徴とする蛍光観察装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、励起光を生体組織の観察対象部位へ照射して励起光による蛍光像を得る蛍光観察装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、生体組織の観察対象部位へ励起光を照射し、この励起光によって生体組織から直接発生する自家蛍光や生体へ注入しておいた薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術が用いられつつあり、この蛍光観察を行うための蛍光観察装置が開発されている。

【0003】自家蛍光においては、生体組織に励起光を照射すると、その励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質としては、例えばNADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジヌクレオチド等がある。最近では、このような蛍光を発生する生体内因物質と疾患との相互関係が明確になりつつあり、これらの蛍光により癌等の診断が可能である。

【0004】また、薬物の蛍光においては、生体内へ注入する蛍光物質としては、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ δ -amino levulinic acid）等が用いられる。これらの薬物は癌などへの集積性があり、これを生体内に注入して蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。また、モノクローナル抗体に蛍光物質を付加させ、抗原抗体反応により病変部に蛍光物質を集積させる方法もある。

【0005】励起光としては例えばレーザー光が用いられ、励起光を生体組織へ照射することによって観察対象部位の蛍光像を得る。この励起光による生体組織における微弱な蛍光を検出して2次元の蛍光画像を生成し、観察、診断を行う。

【0006】このような蛍光観察装置においては、一般に通常画像と蛍光画像とを対比させて診断を行う。このために、通常観察用の光源装置及び撮像手段と蛍光観察用の光源装置及び撮像手段とを交換して使用している。従来の装置では、例えば特開昭63-122421号公報に開示されているように、通常照明光と励起光とを照

射光切換え手段を用いて交互に照射し、得られた通常画像と蛍光画像とを照射光切換え手段に同期させて交互に取り込んでメモリに蓄え、通常画像と蛍光画像を同時表示するような構成となっていた。

X【0007】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の構成では、得られる通常画像と蛍光画像は、交互に撮像されるため、リアルタイム表示ではなく、両画像の撮影時間のズレから表示画像にズレが生じ、観察部位がずれてしまうおそれがあった。また、通常画像と蛍光画像を高速で切換えて撮像するようにした場合は、各画像が時分割されてしまうため表示の際に画面数を多く取ることができず、表示画像が暗くなってしまう問題点を有していた。

【0008】本発明は、これらの事情に鑑みてなされたもので、通常観察画像と蛍光観察画像を、光源や撮像手段を切換えることなく、両方同時にリアルタイム表示することができ、両画像にズレがなくかつ明るい画像を得ることのできる蛍光観察装置を提供することを目的としている。

【0009】

【課題を解決するための手段】本発明による蛍光観察装置は、体腔内組織を照明する照明光を発生する光源と、前記組織からの前記照明光の反射により得られる通常画像と前記組織を前記照明光により励起して得られる蛍光像とをそれぞれ撮像する撮像手段と、を有する装置において、前記光源は、前記蛍光像の属する波長領域と前記通常画像を構成する波長領域とが互いに分離するような波長の照明光を発生してなるものである。

【0010】

【作用】光源より蛍光像の属する波長領域と通常画像を構成する波長領域とが互いに分離するような波長の照明光を発生して体腔内組織を照明することにより、蛍光像と通常画像とを同時に得ることが可能となる。

【0011】

【実施例】以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。図1及び図2は本発明の第1実施例に係り、図1は蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図、図2は観察部位へ照射する各照明光及び生体組織から検出される蛍光の波長帯域と各フィルタの透過波長特性との関係を示す特性図である。

【0012】図1に示すように、本実施例の蛍光観察装置は、励起光とRGBの3原色の照明光（以下RGB光と称する）とを発生する光源装置1と、光源装置1からの励起光とRGB光とを生体内の観察部位に照射して、励起光による蛍光像とRGB光による通常像とを検出し生体外に伝達する内視鏡2と、内視鏡2で得られた蛍光像と通常像とを撮影し電気信号に変換するカメラ3と、カメラ3からの画像信号を処理し、蛍光画像と通常画像とを生成する画像処理部4と、画像処理部4により生成

された蛍光画像と通常画像とを同時にまたはそれぞれ別に表示するCRTモニタ等からなる表示部5とを備えて主要部が構成されている。

【0013】光源装置1は、蛍光を励起するための励起光を発生する励起用レーザ6と、通常像を得るためのRGB光を発生するRGBレーザ7と、励起用レーザ6、RGBレーザ7の光軸を1つに合成するミラー8及びダイクロイックミラー9とを備えて構成される。

【0014】内視鏡2は、生体内へ挿入する細長の挿入部を有し、光源装置1からの励起光及びRGB光を挿入部先端まで伝達するライトガイド21を含む照明光学系と、観察部位の蛍光像及び通常像を手元側の接眼部まで伝達するイメージガイド22を含む観察光学系とを備えて構成される。

【0015】カメラ3は、内視鏡2の接眼部に接続され、内視鏡2より入射する蛍光像及び通常像を3つの光路に分割するダイクロイックミラー10、ダイクロイックミラー11、ミラー12と、蛍光を検出する波長帯域 λ_1 を透過するバンドパスフィルタ13と、蛍光を検出する波長帯域 λ_2 を透過するバンドパスフィルタ14と、励起用レーザ6からの励起光の波長帯域のみを遮断するレーザカットフィルタ15と、バンドパスフィルタ13を透過した蛍光像を増幅するイメージインテンシファイア（図中ではI.I.と略記する）16と、バンドパスフィルタ14を透過した蛍光像を増幅するイメージインテンシファイア17と、イメージインテンシファイア16の出力像を撮像するCCD18と、イメージインテンシファイア17の出力像を撮像するCCD19と、レーザカットフィルタ15を透過した蛍光像を含む通常像を撮像するCCD20とを備えて構成される。

【0016】光源装置1において、励起用レーザ6により励起光 λ_0 を発生する。また、RGBレーザ7により赤色光 λ_R 、緑色光 λ_G 、青色光 λ_B の3色を同時に発振することで生成される白色光を発生する。そして、これらの光をミラー8及びダイクロイックミラー9により反射及び透過して1つの光軸上に合成して配置し、内視鏡2のライトガイド21に導光する。ライトガイド21に導光された4色のレーザ光は、内視鏡2内部を通して挿入部先端部まで伝達され、生体内の観察部位に照射される。

【0017】そして、観察部位からの励起光による蛍光像とRGB光による通常像は、内視鏡2のイメージガイド22を通じて手元側の接眼部まで伝達され、カメラ3に入射される。カメラ3に入射された蛍光像と通常像は、ダイクロイックミラー10、ダイクロイックミラー11、ミラー12により透過及び反射して3つの光路に分割される。分割された3つの光は、それぞれバンドパスフィルタ13、バンドパスフィルタ14、レーザカットフィルタ15を透過する。

【0018】図2は励起用レーザ、RGBレーザより発

生される各照明光及び生体組織から検出される蛍光の波長帯域と、各フィルタの透過波長特性との関係を示したものである。

★【0019】図2の(a)に示すように、励起光 λ_0 、赤色光 λ_R 、緑色光 λ_G 、青色光 λ_B の各波長帯域と、蛍光を検出する波長帯域 λ_1 及び λ_2 とは、それぞれ重なり合う波長帯域を持たないように各帯域が設定されている。そして、図2の(b)及び(c)に示すように、バンドパスフィルタ13の透過波長帯域は λ_1 、バンドパスフィルタ14の透過波長帯域は λ_2 となっている。すなわち、バンドパスフィルタ13を透過した光は、 λ_1 の波長帯域の成分しか持たない光であり、観察部位より出た蛍光のうち、検出する λ_1 の波長帯域よりなる蛍光像である。また、バンドパスフィルタ14を透過した光は、 λ_2 の波長帯域の成分しか持たない光であり、観察部位より出た蛍光のうち、検出する λ_2 の波長帯域よりなる蛍光像である。また、レーザカットフィルタ15は、励起光 λ_0 の波長帯域をカットするフィルタであり、レーザカットフィルタ15を透過した光は励起光 λ_0 の波長帯域を持たない光であり、R、G、Bの各色光よりなる通常像である。

【0020】バンドパスフィルタ13を透過した蛍光像は、イメージインテンシファイア16で増幅された後にCCD18で撮像されてビデオ信号に変換される。また同様に、バンドパスフィルタ14を透過した蛍光像は、イメージインテンシファイア17で増幅された後にCCD19で撮像されてビデオ信号に変換される。レーザカットフィルタ15を透過した通常像は、そのままCCD20で撮像されてビデオ信号に変換される。

【0021】CCD18及びCCD19で得られた蛍光像のビデオ信号は画像処理部4に入力される。画像処理部4では、2つの波長帯域の蛍光像のビデオ信号を演算処理して蛍光観察画像を生成する。

★【0022】励起光による観察部位における可視領域の蛍光は、励起光 λ_0 より長い波長の帯域の強度分布となり、正常部位では特に λ_1 付近で強く、病変部では弱くなる。よって、特に λ_1 付近の蛍光強度から正常部位と病変部との判別が可能であり、このような蛍光画像によって癌等の病変部の診断ができる。従って、画像処理部4においては、例えば λ_1 と λ_2 の蛍光像の画像信号より λ_1 と λ_2 における蛍光強度の比率または差分を求める演算を行い、生体組織の性状を判別可能な蛍光観察画像を生成する。

【0023】また、CCD20で得られた通常像のビデオ信号は通常観察画像として画像処理部4に入力される。画像処理部4は、蛍光観察画像信号と通常観察画像信号とを合成して同時に出力したり、または蛍光観察画像信号と通常観察画像信号をそれぞれ別々に出力し、これらの画像信号を表示部5に送る。そして、表示部5において蛍光観察画像及び通常観察画像が同時にまたは別

々に表示される。

【0024】このように本実施例の蛍光観察装置では、通常観察用の光源としてRGBレーザを利用し、RGBレーザの各色光の波長帯域と、励起用レーザの励起光の波長帯域と、診断用の蛍光画像を生成するために検出する蛍光の複数の波長帯域とのそれぞれが重なり合わないよう配置するようにしている。従って本実施例によれば、通常観察用と蛍光観察用とで光源や撮像手段を切り換える必要がなく、通常観察用と蛍光観察用の照明光を同時に照射して通常像と蛍光像とを同時に撮像することが可能となり、蛍光観察画像と通常観察画像をリアルタイムで両方同時に表示し観察することができる。

【0025】このため、蛍光観察画像と通常観察画像との間で時間的なズレが生じることなく、常に同一の観察部位を見ることができる。また、両画像を表示する際に画像の画面数を多くとることができるため、明るい画像を得ることができる。よって、蛍光観察による診断能を向上させることができる。

【0026】また、励起光とRGB光との切り換え手段、及び蛍光像と通常像との切り換え手段が不要なため、装置を小型化することができる。

【0027】なお、第1実施例の変形例として、励起用レーザ6の波長帯域を変更することも可能である。励起用レーザ6の山射光の波長がRGBレーザ7の発する3色の光の波長のうちの1つと同じ波長を持つような場合は、励起用レーザ6をRGBレーザ7で兼ねることができ、励起用レーザ6、ミラー8、ダイクロイックミラー9、レーザカットフィルタ15が不要となる。このため、装置の小型化を図ることができる。

【0028】また、励起用レーザ6の波長が可視光領域以外にあるような場合は、レーザカットフィルタ15は不要となる。

【0029】次に、蛍光観察装置の他の構成例を示す。蛍光観察装置において、生体内臓器の癌等の疾患の状態を蛍光観察により診断する場合、診断に適した励起光の波長及び検出する蛍光の波長は臓器特有のものであるため、従来の装置では観察対象の臓器が異なる毎に励起波長及び検出波長を変えるような構成となっていた。しかし、このような構成では観察する臓器に合わせて励起波長及び検出波長を予め交換して蛍光観察を行うために診断時の操作が煩雑であった。また、励起波長及び検出波長が観察部位に適合していないことに気付かず診断を行うと正確な診断ができないおそれがある。

【0030】そこで、観察部位を判別してその臓器に適した励起波長及び検出波長を自動的に選択することが可能で、診断時の操作性を向上させると共に観察部位の正確な診断を行うことのできる蛍光観察装置の構成例を実施例として以下に示す。

【0031】図3ないし図5は本発明の第2実施例に係り、図3は蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図、

図4は検出波長切り換え用フィルタを示す構成説明図、図5は励起波長切り換え用フィルタを示す構成説明図である。

【0032】図3に示すように、本実施例の蛍光観察装置は、励起光を発生する光源装置31と、光源装置31からの励起光を生体内の観察部位に照射して、励起光による蛍光像を検出し生体外に伝達する内視鏡32と、接続された内視鏡の種類（例えば、上部消化管用、下部消化管用、気管支用等）を検出する内視鏡種類検出手段33と、内視鏡種類検出手段33からの信号を入力し、接続された内視鏡の種類を判別する内視鏡判別回路34と、内視鏡判別回路34からの信号により励起波長及び検出波長を決定し、それぞれの波長の切り換えを制御する波長切換制御手段35と、波長切換制御手段35からの信号を受けて蛍光検出波長を切り換える検出波長切換手段36と、内視鏡32で得られた蛍光像を撮影し電気信号に変換するカメラ37と、カメラ37からの画像信号を処理し蛍光画像を生成する蛍光画像処理部38と、蛍光画像処理部38により生成された蛍光画像を表示する表示部39とを備えて構成されている。

【0033】内視鏡種類検出手段33は、内視鏡32の接眼部に設けたバーコードラベル40と、このバーコードラベル40を読み取るための接眼部に取り付けられるバーコードスキャナ41とを備えて構成される。

【0034】検出波長切換手段36は、内視鏡32から入射する蛍光像を2つの光路に分割するダイクロイックミラー42、ミラー43と、検出する蛍光の波長帯域を選択的に透過する検出波長切換フィルタ44と、検出波長切換フィルタ44を回転駆動するフィルタ駆動部45とを備えて構成される。

【0035】カメラ37は、検出波長切換手段36から入射する2つの蛍光像をそれぞれ増幅するイメージインテンシファイア16、17と、イメージインテンシファイア16の出力像を撮像するCCD18と、イメージインテンシファイア17の出力像を撮像するCCD19とを備えて構成される。

【0036】光源装置31は、数種類の波長を含む光を発生する多波長光源（例えば水銀ランプ等）46と、出射する励起光の波長帯域を選択的に透過する励起波長切換フィルタ47と、励起波長切換フィルタ47を回転駆動するフィルタ駆動部48とを備えて構成される。

【0037】本実施例では、内視鏡32を内視鏡種類検出手段33に接続すると、内視鏡接眼部に取り付けられた内視鏡の種類を示すバーコードラベル40がバーコードスキャナ41により読み取られ、バーコードの情報が内視鏡判別回路34に送られる。内視鏡判別回路34は、前記バーコードの情報より接続された内視鏡の種類を判別して、内視鏡種類の情報を波長切換制御手段35に伝達する。波長切換制御手段35は、判別された内視鏡の種類から観察する臓器に適した検出波長を選択し、

検出波長切換手段36内のフィルタ駆動部45に制御信号を送出して検出波長切換フィルタ44を回転させる。

【0038】検出波長切換フィルタ44は、図4に示すように、円盤状のフィルタ枠に異なる透過波長帯域を持つ6枚のバンドパスフィルタ44a～44fが配設されて構成されており、内視鏡の種類に応じて、イメージインテンシファイア16、17の前に44aと44bの領域、44cと44dの領域、44eと44fの領域のいずれかを選択的に配置することで、蛍光像の検出波長帯域を変えることができる。

【0039】また、前記検出波長帯域の切換えと共に、波長切換制御手段35は、判別された内視鏡の種類から観察する臓器に適した励起波長を選択し、光源装置31内のフィルタ駆動部48に制御信号を送出して励起波長切換フィルタ47を回転させる。

【0040】励起波長切換フィルタ47は、図5に示すように、円盤状のフィルタ枠に3枚の異なる透過波長帯域を持つバンドパスフィルタ47a、47b、47cが配設されて構成されており、内視鏡の種類に応じて、多波長光源46の前に47a、47b、47cのいずれかの領域を配置することで、観察部位へ照射する励起波長帯域を変えることができる。

【0041】このように観察部位に適した励起波長及び検出波長が選択された後、光源装置31より励起光が内視鏡32のライトガイド21に導光され、ライトガイド21を通じて観察部位に照射される。観察部位より出た蛍光は、内視鏡32のイメージガイド22を通じて接眼部まで伝達され、検出波長切換手段36に入射される。検出波長切換手段36に入射された蛍光像は、ダイクロイックミラー42、ミラー43により透過及び反射して2つの光路に分割され、検出波長切換フィルタ44中の選択されたいずれかのバンドパスフィルタをそれぞれ透過する。この2つの蛍光像は、イメージインテンシファイア16、17によりそれぞれ増幅され、CCD18、19により撮像されてビデオ信号に変換される。

【0042】CCD18及びCCD19で得られた2つの波長帯域の蛍光像のビデオ信号は、蛍光画像処理部38に入力され、蛍光画像処理部38において第1実施例の画像処理部4と同様の演算処理が施されて蛍光観察画像が生成される。そして、蛍光画像処理部38の出力が表示部39へ送られ、蛍光観察画像が表示部39に表示される。

【0043】このように本実施例の蛍光観察装置では、接続した内視鏡の用途別の種類を判別することによって観察部位を判別し、観察する臓器に適した励起波長及び検出波長を自動的に選択して切換えることが可能になっており、これにより、複数種類の臓器について各臓器に応じた正確な蛍光診断を煩雑な操作なく行うことができる。

【0044】なお、内視鏡種類検出手段33は、内視鏡

のライトガイド部と光源装置との接続部分に設けるようにしても良い。また、バーコードを用いたものに限らず、他の光学的センサによるもの、磁気センサによるもの、機械的な接触によるものなどで内視鏡の種類を判別する構成としても良い。

【0045】また、検出波長切換フィルタ44と励起波長切換フィルタ47のバンドパスフィルタの数を変更することで、検出波長及び励起波長の選択数を変えることができる。

【0046】また、検出波長切換手段と励起波長切換手段は、どちらか一方を備えるだけでも良い。

【0047】図6は本発明の第3実施例に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図である。第3実施例は、接続された内視鏡の種類と内視鏡挿入部の挿入長とから異なる部位の臓器（食道と胃、直腸と結腸等）を判別可能とした構成例である。

【0048】図6に示すように、本実施例の蛍光観察装置は、励起光を発生する光源装置51と、内視鏡32の挿入部に取り付けられた挿入部の挿入長を測定するセンサ群52と、センサ群52の出力信号を受けて挿入長を検出する挿入長検出回路53と、内視鏡種類検出手段33と挿入長検出回路53からの情報を基に内視鏡の種類と観察臓器部位を判別する観察部位判別回路54とを備えて構成されている。その他の部分の構成は前記第2実施例と同様であり、同一構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

【0049】光源装置51は、異なる波長の光を発生する3つのレーザA55、レーザB56、レーザC57と、前記レーザからの3つの光のうちいずれか1つの光を内視鏡32のライトガイド21へ導くための可動ミラー58、可動ミラー59、ミラー60と、前記可動ミラー58、59を駆動する可動ミラー駆動部61とを備えて構成される。

【0050】内視鏡32を内視鏡種類検出手段33に接続すると、第2実施例と同様に、バーコードスキャナ41によりバーコードの情報が読み取られ、観察部位判別回路54に送られて接続された内視鏡の種類が判別される。そして、この内視鏡種類判別結果を基に、波長切換制御手段35により検出波長切換手段36内のフィルタ駆動部45を介して検出波長切換フィルタ44が駆動制御されて検出波長が切換えられる。

【0051】また、波長切換制御手段35によって、光源装置51内の可動ミラー駆動部61に制御信号が送られて可動ミラー58及び59が駆動制御され、レーザA55、レーザB56、レーザC57のうち観察臓器に適した波長のレーザが選択されて内視鏡32のライトガイド21に照射される。

【0052】次に、内視鏡32の挿入部を患者体腔内に挿入すると、挿入部に設けたセンサ群52の各光センサにより挿入部周囲の明るさが感知され、各光センサの出

力が挿入長検出回路53へ送られる。挿入長検出回路53は、明るさを感知していない光センサが挿入部先端側から何番目まであるかを検出することによって挿入部の挿入長を検出する。観察部位判別回路54は、挿入長検出結果を基に、内視鏡32が観察している部位を予測し、観察部位の情報を波長切換制御手段35に伝達する。例えば、内視鏡の種類が上部消化管用の場合には、挿入長より観察部位が食道、胃などのいずれであるかを判断する。そして、観察部位検出結果を基に、波長切換制御手段35により検出波長及び励起波長が再び切換えられる。

【0053】以降の蛍光像の撮影及び蛍光観察画像の生成に関する動作は、前記第2実施例と同様に行われ、表示部39に蛍光観察画像が表示される。

【0054】このように本実施例によれば、内視鏡挿入部の挿入長を検出することにより、観察臓器を予測できるため、蛍光観察に適した励起波長、検出波長が、同一の内視鏡で観察できる臓器毎（胃と食道、結腸と直腸等）に異なる場合でも、各臓器部位に適した励起波長及び検出波長を自動的に選択でき、診断時の作業性が良好で、かつ観察部位に応じた正確な蛍光診断を行うことができる。

【0055】なお、本実施例で用いた光源装置51は、図3に示した第2実施例の光源装置31と交換可能である。

【0056】また、本実施例においても、内視鏡種類検出手段33は、内視鏡のライトガイド部と光源装置との接続部分に設けるようにしても良い。

【0057】また、センサ群は、光センサの代わりに圧力センサを設け、圧力センサにより圧力がかかっているか否かで挿入長を判別する構成としても良い。また、図6には6個のセンサを示したが、センサの数はこれより多くても少なくても良い。

【0058】図7は本発明の第4実施例に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図である。第4実施例は、蛍光観察画像から観察臓器を判別し、その臓器に適した励起波長及び検出波長を選別するようにした構成例である。

【0059】図7に示すように、本実施例の蛍光観察装置は、励起光を発生する光源装置51と、励起光を生体内の観察部位に照射して励起光による蛍光像を得る内視鏡2と、内視鏡2の接眼部に取り付けられ、蛍光検出波長を切換える検出波長切換手段36と、内視鏡2で得られた蛍光像を撮影するカメラ37と、カメラ37からの画像信号を処理し蛍光画像を生成する蛍光画像処理部38と、蛍光観察画像を表示する表示部39とを備える。共に、蛍光画像処理部38からの蛍光観察画像を基に画像の特徴を認識する画像認識部65と、認識された画像から観察部位を判別する観察部位判別回路66と、観察部位判別回路66からの信号により励起波長及び検出波

長を決定し、それぞれの波長の切換えを制御する波長切換制御手段35とを備えて構成されている。

【0060】本実施例では、まず、任意の励起波長及び検出波長で励起光の照射及び蛍光像の撮影を行い、蛍光画像処理部38で体内内観察部位の蛍光観察画像を生成する。生成された蛍光観察画像は画像認識部65に伝達される。

【0061】画像認識部65は、ニューラルネットを用いたパーセプトロンとか、Back Propagation法（以下略してBP法と称する）等の画像パターン認識法により、蛍光観察画像から食道、胃、大腸、気管支等の臓器を認識できるように、予め各臓器の観察画像を使用して学習させており、各臓器の画像の特徴が記憶されている。そして、画像認識部65は、蛍光画像処理部38より伝達された蛍光観察画像の各画素毎の信号に重み付けをし、その総和をとることで画像パターンを認識する。

【0062】例えば、食道においては、管腔であるため観察画像は中央付近になるにしたがい暗くなる。一方、胃においては、観察画像は全体的に明るい一方側が暗いなど、食道とは画像パターンが明らかに異なる。そこで本実施例では、このような画像の違いを、パーセプトロンとかBP法等を用いて画像パターン認識を行うことによって判別し、観察している臓器を判別する。

【0063】画像認識部65で認識された画像パターン信号は、観察部位判別回路66に送られ、観察部位判別回路66において画像パターンより観察臓器が判別される。この観察臓器の情報は、波長切換制御手段35に伝達され、前述の実施例と同様に観察する臓器に適した励起波長及び検出波長に切換えられる。

【0064】以降の蛍光像の撮影及び蛍光観察画像の生成に関する動作は、前記第2実施例と同様に行われ、表示部39に蛍光観察画像が表示される。

【0065】このように本実施例によれば、蛍光観察画像の画像パターンを認識することで自動的に観察臓器を判別することができるため、煩雑な作業なしに各臓器部位に適した励起波長及び検出波長を選択でき、観察部位に応じた正確な蛍光診断を行うことができる。

【0066】なお、画像認識部65において行う画像パターン認識は、白色光源を用いた通常観察時に行うようにしても良い。

【0067】次に、第5実施例として、光源のレーザ出力の測定及び記録が可能な蛍光観察装置の構成例を説明する。図8は本発明の第5実施例に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図である。

【0068】本実施例の蛍光観察装置は、励起光を発生する光源装置71と、励起光を生体内の観察部位に照射して励起光による蛍光像を得る内視鏡2と、内視鏡2で得られた蛍光像を撮影するカメラ72と、カメラ72からの画像信号を処理し蛍光観察画像を生成する蛍光画像処理部73と、蛍光観察画像を表示する表示部39とを

備えると共に、蛍光観察画像を記録するビデオテープレコーダ(VTR)74と、患者情報を記録するデータレコーダ75とを備えて構成されている。

【0069】光源装置71は、励起光としてレーザ光を発生する励起用レーザ76と、励起用レーザ76からのレーザ光を2方向に分割するハーフミラー77と、分割された一方のレーザ光を検出する光センサ78と、光センサ78で検出された光量よりレーザ出力を測定する出力測定器79とを備えて構成される。

【0070】蛍光画像処理部73は、蛍光観察画像を生成するイメージプロセッサ80と、生成された蛍光観察画像にレーザ光の出力データを重ね合わせるスーパーインポーズ部81と、光源装置71から送られてくるレーザ光の出力データをデータレコーダ75とスーパーインポーズ部81とに送るコンピュータ82とを備えて構成される。

【0071】光源装置71において、励起用レーザ76から出射したレーザ光は、ハーフミラー77を通過して内視鏡のライトガイド21に導光されると共に、ハーフミラー77により反射されて光センサ78に入射する。光センサ78において、入射したレーザ光の光量が検出され、この検出光量を基に出力測定器79によって励起用レーザ76のレーザ出力が測定される。

【0072】測定されたレーザ出力データは、蛍光画像処理部73に送られ、コンピュータ82を介してスーパーインポーズ部81に入力されてイメージプロセッサ80で生成された蛍光観察画像と重ね合わされ、VTR74に記録される。また、このレーザ出力データは、コンピュータ82よりデータレコーダ75にも送られ、患者情報と共に記録される。なお、スーパーインポーズ部81でレーザ出力データを重畳した蛍光観察画像を表示部39に出力して表示することもできる。

【0073】このように本実施例によれば、レーザ出力データをコンピュータを通じ自動的に記録するようにしているため、煩雑な操作なく簡単で、かつ、入力ミスなくデータを記録することができる。

【0074】〔付記〕以上詳述したように本発明の実施態様によれば、以下のような構成を得ることができる。すなわち、

(1) 体腔内組織を照明する照明光を発生する光源と、前記組織からの前記照明光の反射により得られる通常画像と前記組織を前記照明光により励起して得られる蛍光像とをそれぞれ撮像する撮像手段と、を有する蛍光観察装置において、前記光源は、前記蛍光像の属する波長帯域と前記通常画像を構成する波長帯域とが互いに分離するような波長の照明光を発生してなることを特徴とする蛍光観察装置。

【0075】(2) 前記光源は3原色のレーザ光である照明光を発生するRGB光源であることを特徴とする付記1に記載の蛍光観察装置。

【0076】付記2の構成のように、RGB光源により、通常画像を得るための3原色の照明光と、体腔内組織を励起し蛍光を発生させるための前記3原色の照明光の波長帯域のうちいずれかに属する励起光とを発生し、前記蛍光像の属する波長帯域と前記通常画像を構成する波長帯域とが互いに分離するようにして両画像を撮像することにより、光源や撮像手段を切換えることなく蛍光像と通常画像を同時に得ることが可能であると共に、励起光発生用の光源を特に設けずに光源の構成を簡略化できるため装置構成を小型化できる。

【0077】(3) 前記光源は、前記体腔内組織を励起し蛍光を発生させるための励起光である照明光を発生させるレーザ光源と、前記通常画像を得るための3原色のレーザ光である照明光を発生させるRGB光源と、を備えることを特徴とする付記1に記載の蛍光観察装置。

【0078】付記3の構成のように、レーザ光源より発生する励起光の波長帯域と、RGB光源より発生する3原色の照明光の波長帯域と、撮像手段において検出する複数の特定波長帯域からなる蛍光像の波長帯域とが、互いに重なり合わないようにすることにより、蛍光像の属する波長帯域と通常画像を構成する波長帯域とが互いに分離され、光源や撮像手段を切換えることなく蛍光像と通常画像を同時に得ることができる。

【0079】(4) 前記蛍光像は特定の波長帯域に属する複数の特定波長蛍光像からなり、前記撮像手段は、前記複数の特定波長蛍光像を分離して撮像することを特徴とする付記1に記載の蛍光観察装置。

【0080】(5) 前記撮像手段により撮像する蛍光像の特定波長帯域は、赤の領域と緑の領域に分布を持つことを特徴とする付記4に記載の蛍光観察装置。

【0081】(6) 体腔内組織を励起し蛍光を発生させるための励起光を発生する光源と、前記励起光を体腔内組織に導光し、前記励起光により発生した組織からの蛍光像を伝達する内視鏡と、前記光源より出射する励起光の波長帯域を選択的に切換える励起波長切換え手段と、前記内視鏡により伝達される蛍光像から特定の波長帯域を選択的に切換えて検出する検出波長切換え手段と、前記蛍光像の特定波長帯域と前記励起光の波長帯域とを選択する波長選択手段と、前記波長選択手段からの情報を受け、観察部位に応じて前記蛍光像の特定波長帯域と前記励起光の波長帯域の少なくとも一方の波長を切換える波長切換え制御手段と、を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

【0082】付記6の構成によれば、観察する臓器に合わせて、自動的に励起波長及び検出波長を各臓器の蛍光観察に適した波長に切換えることができ、煩雑な波長切換えの操作を行う必要がなく、正確な蛍光診断を行うことが可能となる。

【0083】(7) 前記波長選択手段は、前記内視鏡の種類を判別する内視鏡種類判別手段である付記6に記

載の蛍光観察装置。

【0084】(8) 前記波長選択手段は、前記内視鏡により観察している臓器を判別する観察部位判別手段である付記6に記載の蛍光観察装置。

【0085】(9) 前記観察部位判別手段は、前記内視鏡により得られる観察画像を基に画像認識を行い、前記観察画像中の臓器を判別する画像認識手段である付記8に記載の蛍光観察装置。

【0086】(10) 前記観察部位判別手段は、前記内視鏡の種類を判別する内視鏡種類判別手段と、前記内視鏡の挿入部の生体内挿入長を検出する挿入長検出手段と、を有して構成される付記8に記載の蛍光観察装置。

【0087】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、通常観察画像と蛍光観察画像を、光源や撮像手段を切換えることなく、両方同時にリアルタイム表示することができ、両画像にズレがなくかつ明るい画像を得ることが可能となる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施例に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図

【図2】第1実施例の構成における観察部位へ照射する各照明光及び生体組織から検出される蛍光の波長帯域と各フィルタの透過波長特性との関係を示す特性図

【図3】本発明の第2実施例に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図

【図4】第2実施例において設けられる検出波長切換え用フィルタを示す構成説明図

【図5】第2実施例において設けられる励起波長切換え用フィルタを示す構成説明図

【図6】本発明の第3実施例に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図

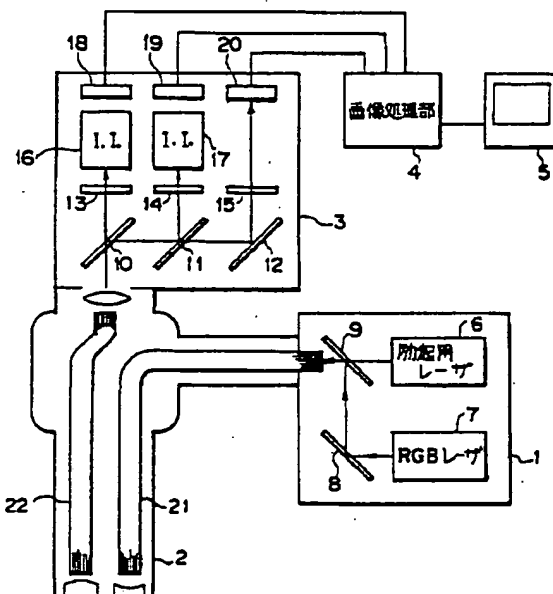
【図7】本発明の第4実施例に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図

【図8】本発明の第5実施例に係る蛍光観察装置の概略構成を示す構成説明図

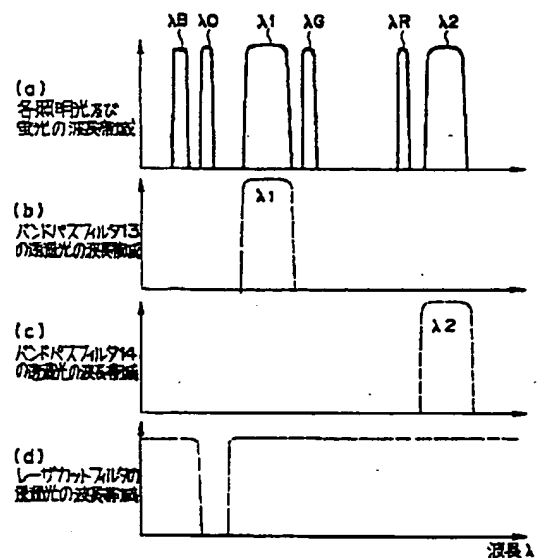
【符号の説明】

- 1…光源装置
- 2…内視鏡
- 3…カメラ
- 4…画像処理部
- 5…表示部
- 6…励起用レーザ
- 7…RGBレーザ
- 13, 14…バンドパスフィルタ
- 15…レーザカットフィルタ
- 16, 17…イメージインテンシファイア
- 18, 19, 20…CCD

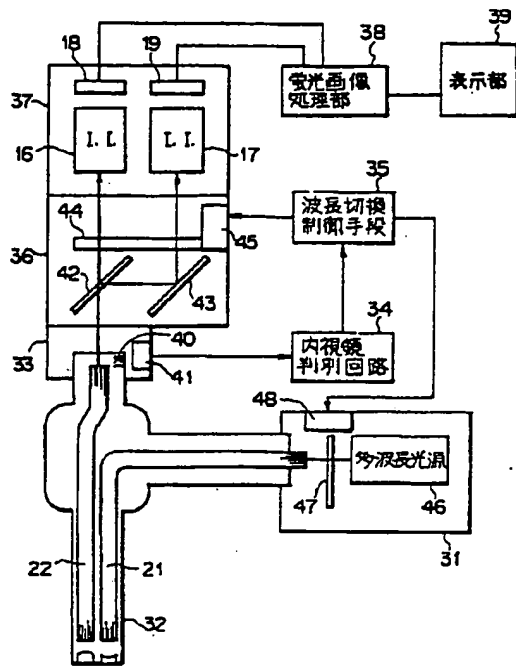
【図1】



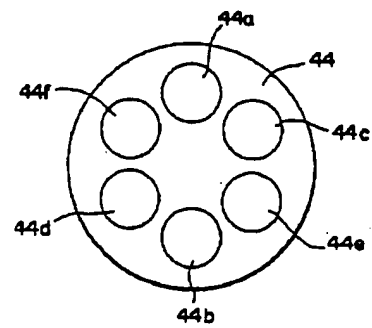
【図2】



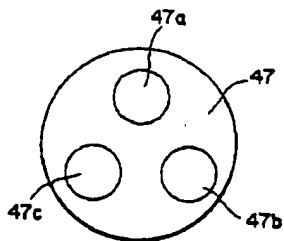
【図3】



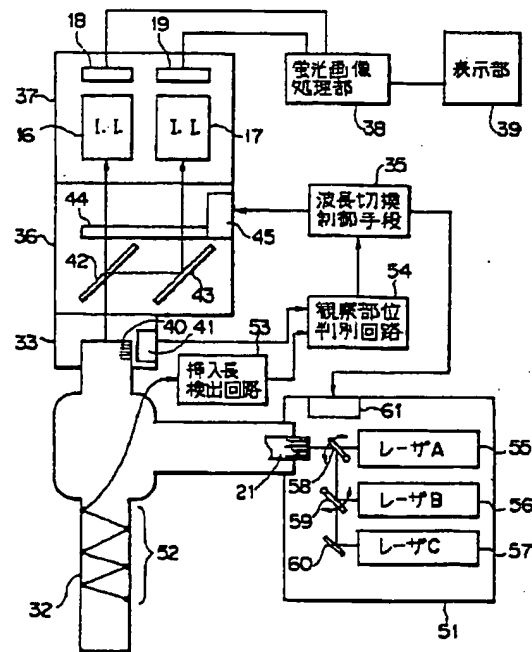
【図4】



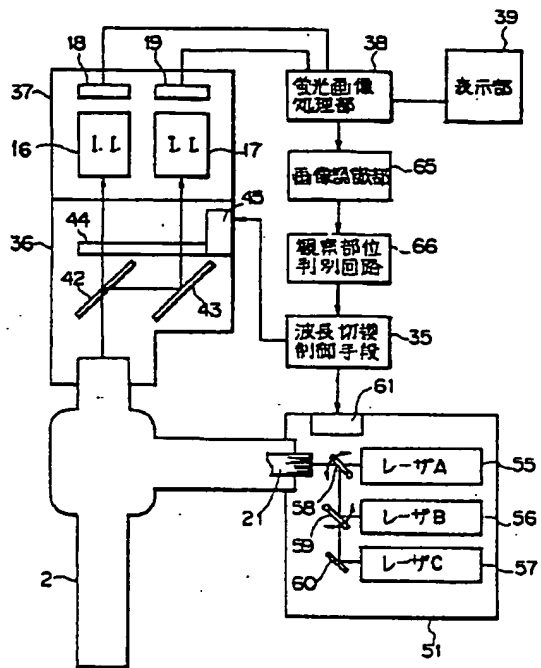
【図5】



【図6】



【図7】



【図8】

